

Verfahren zur Bestimmung der Thoracic Spine
Trajektorie eines HIII 50th Crashtest Dummys im
Frontalcrash basierend auf der Fusion von
elektrischer Messtechnik und Finite Elemente
Simulationsmodellen

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der technischen Wissenschaften

eingereicht an der
Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Graz
Institut für Fahrzeugsicherheit
von

Dipl.-Ing. Jörg Moser

Erstbegutachter:
Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Hermann Steffan

Zweitbegutachter:
Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Andreas Müller

Betreuer: Assoc.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Wolfgang Sinz

Graz, Oktober 2017

Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008
Genehmigung des Senates am 1.12.2008

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am.....

.....

(Unterschrift)

Englische Fassung:

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources / resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources

.....

(date)

.....

(signature)

VORWORT

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit am Institut für Fahrzeugsicherheit der TU Graz im Rahmen eines Projekts mit der Volkswagen AG.

Bedanken möchte ich mich bei

- Prof. Wolfgang Sinz, für die Betreuung dieser Arbeit, die fachlichen Anregungen, die interessanten Diskussionen und die Begleitung und Förderung meines beruflichen Werdegangs
- Dr. Karsten Raguse für die fachliche Unterstützung, sowie das Verständnis und den Einsatz zum Abschluss meiner universitäre Ziele und die angenehme Zusammenarbeit während des Projekts
- Prof. Hermann Steffan für die Begutachtung und Betreuung dieser Arbeit
- Prof. Andreas Müller von der JKU Linz für die Zweitbegutachtung und wertvollen Anmerkungen
- Dr. Christoph Klein und allen anderen Mitarbeitern des Instituts für Fahrzeugsicherheit für fachlich interessante Diskussionen und ein sehr angenehmes Arbeitsklima während dieser Zeit

Besonders bedanke ich mich bei meiner Familie, allen Freunden und besonders bei meiner Freundin für die Unterstützung, das Verständnis und die Geduld während dieser Arbeit.

Veröffentlichungen über den Inhalt der Arbeit sind nur mit schriftlicher Genehmigung der Volkswagen Aktiengesellschaft zugelassen. Ergebnisse, Meinungen und Schlüsse dieser Dissertation sind nicht notwendigerweise die der Volkswagen Aktiengesellschaft.

INHALTSVERZEICHNIS

KURZFASSUNG	1
ABSTRACT	3
1. EINLEITUNG	5
2. PROBLEMSTELLUNG	9
2.1 Stand der Technik - Bestehende Ansätze zur Trajektorienbestimmung	9
2.1.1 Optische Systeme	9
2.1.2 Elektromagnetische Systeme	11
2.1.3 Inertialmesssysteme	13
2.1.4 Fusion mehrerer verschiedener Verfahren/Systeme	14
2.2 Zusammenfassung der Bewertung bestehender Verfahren zur Trajektorienbestimmung	15
2.3 Ziele	16
2.3.1 Forschungsfrage	17
2.3.2 Grundziele	17
2.4 Lösungsansatz	17
2.4.1 Ausgangspunkt zur Bestimmung der Thoraxtrajektorie: Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik	17
2.4.2 Ansatz zur Bestimmung der Thoraxtrajektorie: Zusatzbedingung durch virtuelle Nackenschnittkräfte und Momente über eine kinematische Kette	19
2.4.3 Genereller Ablauf der Kinematikbestimmung über die kinematische Kette	20
2.4.4 Entwicklungspunkte	21
3. METHODIK	23
3.1 Definition der Koordinatensysteme zur Bewegungsanalyse	23
3.2 Verwendetes Dummymodell	24
3.2.1 Physisches Dummymodell	24
3.2.2 Virtuelles Dummymodell	25
3.3 Standardmesstechnik	25
3.3.1 Tiltsensorik (IES 1402)	26
3.3.2 Sensorpack Kopf/Thorax (DTI-3106)	27
3.3.3 Obere Nackenkraftmessdose (IF-205)	27
3.3.4 3D Filmanalyse	28
3.3.5 Zusatzmessungen	28
3.4 Methodenentwicklungsversuche	30
3.4.1 Allgemeine Versuchsbeschreibung	30
3.4.2 Versuchsreihe: „Gerade Schlittenplatte“	31
3.4.3 Versuchsreihe: „Schräge Schlittenplatte“	32

3.4.4	Versuchsmatrix	32
3.5	Entwicklungsmethodik	33
<hr/>		
4.	THEORETISCHER FUNKTIONSNACHWEIS DER KINEMATISCHEN KETTE	35
<hr/>		
4.1	Theoretischer Beweis über Impuls- und Drallsatz eines 2D Ersatzmodells	35
4.1.1	Aufbau des 2D Ersatzmodells der kinematischen Kette	35
4.1.2	Lösbarkeit des Systems	36
4.2	Theoretischer Beweis über kinematische Zwangsbedingungen eines bewegten Doppelpendels	36
4.2.1	Aufbau des Doppelpendels als Ersatzmodell für die kinematische Kette	37
4.2.2	Bestimmung der Thoraxkinematik bei bekannter Kopfkinematik und Nackenmoment	38
4.2.3	Bestimmung der Nackenmomente bei bekannter Kinematik von Kopf und Thorax	40
4.2.4	Vergleich des Zusammenhangs zwischen Nackenmoment und Thoraxtrajektorie	42
4.3	Anforderungen der theoretischen Betrachtung an die praktische Umsetzung	43
<hr/>		
5.	INITIALPOSITIONIERUNG DER KINEMATISCHEN KETTE	45
<hr/>		
5.1	Modell, Einmessdaten und Messsysteme	45
5.1.1	Modellmodifikation	46
5.1.2	Einmessdaten	46
5.2	Anforderungen und Problemstellungen des Positionierungsprinzips	48
5.2.1	Bestimmung der Kopfinitialposition	49
5.2.2	Bestimmung der Thoraxinitialposition	49
5.3	Methoden zur Initialpositionierung	49
5.3.1	Kinematische Gelenkspositionierung	50
5.3.2	Gezieltes Anfahren der Initialposition	52
5.3.3	Gleichgewichtslage im Beschleunigungsfeld	53
5.3.4	Nutzen der Information der kinematischen Kette zur Modellpositionierung	55
5.3.5	Zusammenfassung der Bewertung	57
5.3.6	Ablauf der Initialpositionierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition	58
5.4	Überführung des Verfahrens der kinematischen Gelenkspositionierung zur Modellpositionierung der kinematischen Ketten	58
5.4.1	Positionierungsalgorithmus zur Umrechnung der Einmessdaten in geeignete Vorgabewerte der Gelenkspositionierung im speziellen Fall des HIII 50th FTSS V7.1.1 Modells	59
5.4.2	Überführung der Nackenrasterstellung des Realdummys auf das Simulationsmodell	65
5.4.3	Abschätzung der Genauigkeit und Fehlerkette des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxinitialposition durch Ungenauigkeiten der Einmessdaten	66
5.5	Anwendung des Verfahrens zur Modellpositionierung und Bestimmung der Initialposition	68
5.5.1	Initialpositionierung mit Einmessdaten des Realversuchs	68
5.5.2	Neupositionierung mit neuinterpretierten Einmessdaten aus dem Endergebnis des Optimierungsprozesses mit dem Prinzip der kinematischen Kette	68
5.6	Plausibilisierung und Verifizierung des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxinitialposition und Modellpositionierung	69

5.6.1	Plausibilisierung des Verfahrens zur Modellpositionierung und Bestimmung der Initialposition über die dokumentierte Nackenrasterstellung	69
5.6.2	Optischer Vergleich der Initialpositionierung der kinematischen Kette mit dem 3D Oberflächenscan	70
5.6.3	Vergleich der präzisen Einmessung der Thoracic Spine Messstelle aus der 3D-Filmanalyse mit der Initialpositionierung der kinematischen Kette	72
5.7	Bestimmung der Thoraxinitialposition der gesamten Methodenentwicklungsversuche	73
5.8	Fazit	74
6.	GEFÜHRTE BEWEGUNG DER KINEMATISCHEN KETTE MIT VERSUCHSDATEN DER ELEKTRISCHEN MESSTECHNIK	77
<hr/>		
6.1	Modell und Eingangsdaten	77
6.1.1	Modell	77
6.1.2	Sensordaten	79
6.2	Anforderungen und Problemstellungen der geführten Bewegung mit Versuchsdaten	80
6.3	Methode zur Führung der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien	80
6.4	Fazit	83
7.	BEWERTUNG DER VORGABETRAJEKTORIEN DER KINEMATISCHEN KETTE	85
<hr/>		
7.1	Anforderungen und Problemstellungen der Bewertung der Vorgabetrajektorie	85
7.1.1	Bestimmung einer skalaren Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie	85
7.1.2	Bestimmung einer Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie - Fo2Ds	85
7.1.3	Lösungsansatz	86
7.2	Skalare Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie	86
7.3	Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie (Fo2Ds)	87
7.3.1	Methode und Einflussfaktoren der Bestimmung des Fo2Ds-Zusammenhangs	87
7.3.2	Richtungsabhängigkeit	89
7.3.3	Bewegungskombinationsabhängigkeit	90
7.3.4	Geschwindigkeitsabhängigkeit	91
7.3.5	Abhängigkeit der Länge des Fahrwegs	92
7.3.6	Look-up Table der Fo2Ds Umrechnung	92
7.4	Bewertung der Vorgabetrajektorie nach der Führung der kinematischen Kette mit elektrischen Messdaten	93
7.5	Fazit	94
8.	PRÄZISE DUMMYKINEMATIKBESTIMMUNG AUS CRASHTESTDATEN DURCH DIE KINEMATISCHE KETTE	95
<hr/>		
8.1	Problemstellung der Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten	95
8.2	Generelle Methode zur Bestimmung der präzisen Dummykinematik	97
8.2.1	Grundprinzip der Datenfusion	97
8.2.2	Physikalische Einflussparameter der Berechnung der Vorgabetrajektorien	98

8.3 Bestimmung der Kopfkinematik	99
8.3.1 Ausgangsverfahren und Problemstellung der Optimierungsstrategie durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik	99
8.3.2 Verfahrensupdates der Optimierungsstrategie zur Bestimmung der Kopfkinematik	99
8.3.3 Verifizierung der Kopfkinematik nach der Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik	101
8.3.4 Plausibilisierung Optimierungsergebnis	103
8.3.5 Bestimmung der Kopfkinematik der gesamten Methodenentwicklungsversuche	105
8.4 Problemstellung in der Bestimmung der Thoraxtrajektorie mit dem Prinzip der kinematischen Kette	107
8.5 Methodik und Lösungsansatz der Optimierungsstrategie zur Anpassung der Nackenkräfte und Momente	108
8.5.1 Optimierungsverfahren der kinematischen Kette	108
8.5.2 Optimierungslogik zur Bestimmung des Minimums eines einzelnen Parameters	109
8.5.3 Bestimmung der Optimierungsparameter über die Sensitivitätsanalyse	110
8.6 Anwendung und Funktionstauglichkeit des Optimierungsverfahrens der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette	113
8.6.1 Ablauf des Optimierungsverfahrens der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette	113
8.6.2 Ausgangsrechnung	115
8.6.3 Detailanalyse Optimierung 1. Optimierungsparameter (Skalierung AC-Signal X) - 1. Loop Parameterset - 1. Loop Optimierung	115
8.6.4 Übersicht Ergebnis 1. Loop Optimierung	116
8.6.5 Übersicht Ergebnis 2. Loop Optimierung mit neu positioniertem Simulationsmodell	117
8.6.6 Detailanalyse Ergebnis Optimierung G3.1	118
8.7 Plausibilisierung und Verifizierung des Optimierungsergebnisses der Thoraxkinematik	119
8.7.1 Plausibilisierung Optimierungsergebnis	120
8.7.2 Verifizierung der Genauigkeit der Thoraxkinematik nach dem Optimierungsverfahren des Prinzips der kinematischen Kette	121
8.8 Bestimmung der Thoraxkinematik der gesamten Methodenentwicklungsversuche	123
8.9 Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie (Fo2Ds) der gesamten Methodenentwicklungsversuche	125
8.10 Fazit	126
8.10.1 Nachweis der Genauigkeit	127
8.10.2 Fehlerkette der Thoraxkinematikbestimmung	127
9. ZUSAMMENFASSUNG	131
10. AUSBLICK	133
11. LITERATUR	135
12. APPENDIX	141
<hr/>	
12.1 Ergebnisse der Kopfoptimierung	141

12.2	Ergebnisse der Thoraxoptimierung	145
12.3	Ergebnisse Fo2Ds Umrechnung	151

KURZFASSUNG

Die Kinematik eines Crashtest Dummys liefert wichtige Hinweise, um aus dem Fahrzeugversuch Fragestellungen im Bereich der Insassenrückhaltesystementwicklung oder anderen sicherheitsrelevanten Fahrzeugkomponenten zu beantworten. Erprobte Verfahren zur Trajektorienbestimmung des Dummykopfes sind beispielsweise die dreidimensionale Videoanalyse oder die Berechnung der Trajektorie über die numerische Integration von Winkelgeschwindigkeits- und Linearbeschleunigungssensordaten. Durchgehende präzise Trajektorien können bei einem Crashversuch mit der Videoanalyse meist nicht bestimmt werden, da einzelne Komponenten des Dummys während der Bewegung nur teilweise oder gar nicht sichtbar sind, werden diese beispielsweise von Fahrzeugkomponenten (Airbag, A-Säule,...) verdeckt. Bahnkurven aus der Integration von Standardsensoren liefern gegenwärtig nicht ausreichend genaue Trajektorien. Eine Möglichkeit der präzisen Trajektorienbestimmung ist das SimbaV Prinzip durch die Fusion von durchgehend vorhandenen elektrischen und teilweise vorhandenen optischen Messdaten. Eine Anwendung dieses Prinzips erweist sich jedoch als unmöglich wenn zu keinem Zeitpunkt Daten aus der Filmanalyse vorhanden sind, wie es im Allgemeinen für den Thorax der Fall ist. Aus der Literatur ist keine Methodik bekannt, die es ermöglicht, eine durchgehende, präzise Thoraxkinematik zu erfassen. Das Klären der Fragestellung ob die Bestimmung der präzisen Thoraxtrajektorie ohne klassische Videodaten möglich ist, ist die zentrale Fragestellung dieser Arbeit. Um dies zu ermöglichen, wird in dieser Arbeit ein neues Verfahren entwickelt, dessen Basis das SimbaV Prinzip ist. Anstelle der optischen Messdaten werden die elektrischen Sensorsignale mit denen eines numerischen Finiten Elemente Berechnungsmodells des HIII 50% Dummys fusioniert und daher das Prinzip einer kinematischen Kette von Kopf-Nacken-Thorax genutzt. Der Dummy wird dabei in die Starrkörperregionen des Kopfes und des Thorax unterteilt. Ausgangspunkt ist die präzise Kopfk kinematik. Die berechneten Thoraxbahnen aus der elektrischen Messtechnik werden durch die mathematische Modellierung von Sensorfehlern und Initialbedingungen variiert und diese Bewegungen werden auf das Simulationsmodell aufgeprägt. Die Relativbewegung zwischen Kopf und Thorax ergibt virtuelle Schnittkräfte und Momente im oberen Nacken, die mit den gemessenen Nackenkräften und Momenten des Realdummys verglichen werden. Es kann gezeigt werden, dass die Trajektorie mit den kleinsten Abweichungen der Kräfte und Momente zwischen Simulation und elektrischer Messtechnik, jener Trajektorie entspricht, die sich am geringsten von der realen Trajektorie von Kopf und Thorax des Crashversuchs unterscheidet. Der unabhängige Nachweis erfolgt dabei über speziell durchgeführte Methodenentwicklungsversuche. Die Starrkörpertrajektorien von Kopf und Thorax werden mittels unabhängigen optischen Messverfahren bestimmt und ermöglichen dadurch die Verfahrensgenauigkeit für diese Konstellationen objektiv zu evaluieren. Durch das neue Verfahren lassen sich durchgängige Thorax-Starrkörpertrajektorien über eine Bewegung im Crashanalyse relevanten Zeitbereich mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von unter 6mm bestimmen.

ABSTRACT

The kinematic of a crash test dummy is a very important additional information out of a vehicle crash test for further development of restrained systems or other vehicle safety systems. Approved methods to determine the dummy head trajectories are the three dimensional video analysis and the calculation of the trajectory based on angular velocity and translational acceleration sensor data. The determination of continuous trajectories with video analysis is not possible, when dummy components are hidden by parts of the car during its movement (e.g. Airbag, A-Pillar, ...). The Dummy Part motion calculated out of sensor data actually result in trajectories with low accuracy. A method to determine continuous precise trajectories is the fusion of electrical and optical data, as it is realized in the classical SimbaV method. Problems of the SimbaV method occur, if no video data is available, as it is typically in case of the determination of the thorax kinematics. In the literature, no method is available that can handle the request for a continuous, precise thorax trajectory, determined based on crash test data without additional testing effort. The main question of this work is, if it is possible to determine a precise thorax trajectory without video data. To realize that new feature a new method is introduced. With SimbaV as a starting point, the method deals with the fusion of electrical data and the data from a valid HIII 50th finite element simulation model. The new method uses the concept of the kinematic chain head-neck-thorax. Therefore the dummy is split into two rigid body parts, the head and the thorax. Starting point is the precise dummy head trajectory. Calculated thorax trajectories varied by mathematically modelled sensor errors and initial conditions are used as prescribed motion of the simulation model. The relative movement between head and thorax results in virtual neck forces and moments. These virtual neck forces and moments are compared to the neck forces and moments from the electric measurement data. It can be shown, that the trajectory with a minimum deviation of the forces and moments between simulation and electric sensor data, is the trajectory of the head and thorax that matches best to the trajectories from the crash test. The new approach is verified by specific sled test data. Due to modifications in these tests, rigid body trajectories of the head and thorax from video analysis are available to verify the method and determine the accuracy of the calculated trajectories. With the new method continuous thorax trajectories within the crash relevant time period with an average accuracy below 6 millimeters can be determined.

1. EINLEITUNG

In Zeiten der ständig wachsenden Mobilität liegt die Anzahl an Verkehrstoten laut einem Bericht der WHO aus dem Jahr 2015 weltweit bei über 1.2 Millionen Menschen jährlich und ist die häufigste Todesursache bei Menschen im Alter zwischen 15 und 29 Jahren [WHO, 2015]. Entwicklungen zwischen 1960 - 2012 trugen allein in den USA zu einer Reduktion tödlicher Unfälle im Straßenverkehr von 81% bei, was laut Schätzungen der NHTSA (US National Highway Traffic Safety Administration) über 600.000 Menschenleben entspricht [Kahane C. J., 2015]. Wichtige Schritte in der Entwicklung von Personenwagen, Pickup Trucks, SUVs und Vans in den USA zwischen 1960 - 2012 waren dabei neue Technologien der passiven und aktiven Sicherheit. Der Sicherheitsgurt (330.000 verhinderte Todesfälle) und die Sicherheitslenksäule in Kombination mit dem Airbag (123.000), sowie die Entwicklung und verpflichtende Einführung der elektronischen Stabilitätskontrollen seit 2009 (6.200 gerettete Leben), bis hin zu infrastrukturellen und medizintechnischen Maßnahmen sind neben weiteren Maßnahmen wie Geschwindigkeitskontrollen, Alkoholverbot und dem verpflichtenden Führerschein wesentliche Gründe für die Reduktion [Kahane C. J., 2015]. Im Jahr 2015 starben in den USA jedoch noch immer 35.092 Menschen im Straßenverkehr und die Zahl an Verkehrstoten stieg im Vergleich zum Vorjahr um 7.2% das erste Mal seit 50 Jahren wieder an [NHTSA,2016]. In Ländern mit niedrigem und mittlerem Einkommen ist die Anzahl an Verkehrstoten noch weit höher als in Ländern mit hohem durchschnittlichem Grundeinkommen [WHO, 2015]. Aufgrund dieser Tatsache versucht die Automobilindustrie ihre Technologien permanent zu analysieren und weiterzuentwickeln, um beispielsweise die Insassen eines Fahrzeuges im Falle eines Verkehrsunfalls bestmöglich zu schützen. Dies geschieht unter anderem durch die stetige Verbesserung, Weiterentwicklung und Analyse der Insassenrückhaltesysteme, um die Belastungen auf die Insassen im Fahrzeugcrash zu minimieren. Eine Möglichkeit die Weiterentwicklung von Sicherheitssystemen zu evaluieren sind Crashversuche zu denen sowohl Gesamtfahrzeugversuche, als auch Schlitten – und Einzelkomponentenversuche zählen [Huguet J. et al., 2013]. Diese Realversuche werden in der gesamten Entwicklungszeit durchgeführt, angefangen vom Prototypenbau bis hin zur Serienproduktion, um die Eigenschaften des zu entwickelnden Systems kontinuierlich zu überprüfen und zu verbessern [Kramer F., 2009]. Für den Endverbraucher werden die Weiterentwicklungen der Rückhaltesysteme in gesetzliche Regulierungen (Bsp. ECE-Regelungen in Europa) und Verbraucherschutztests (Bsp. EuroNCAP) durch Gesamtfahrzeugversuche unter definierten Normen überprüft und bewertet [Sharp K. V., 1992]. Das Ziel des Realversuches im Entwicklungsprozess ist die Erkenntnismaximierung um die bestehenden Systeme bestmöglich zu verstehen und weiterzuentwickeln. Unter vielen anderen Informationen aus Crashtests in der Fahrzeugsicherheit ist die Dummykinematik eine wichtige Grundlage zur Weiterentwicklung und Analyse von Rückhaltesystemen und anderen sicherheitsrelevanten Fahrzeugkomponenten. Eine Möglichkeit die Kinematik eines Crashtest Dummies zu beschreiben ist die Bestimmung der Starrkörpertrajektorien typischer Körperbereiche. Durch die Bestimmung der Trajektorie von markanten Punkten können diese für die Detailanalyse des Crashtests verwendet werden. Beispielsweise kann der Dummykopf eines HIII 50% als Starrkörper zur Trajektorienbestimmung in dessen Schwerpunkt betrachtet werden. Durch die Information der Kinematik des Kopfes können beispielsweise Rückschlüsse auf wichtige Auslegungskriterien wie etwa der Airbagresttiefe oder kritische Abstände zwischen dem Dummy und dem Fahrzeug (z.B. Dummykopf zu Fahrzeughimmel/A-Säule) gezogen werden [Sinz W. et al., 2015]. Des Weiteren kann die aus dem Versuch bestimmte Dummykinematik, neben gemessenen elektrischen Messgrößen (Beschleunigungen, Kräfte, Momente, Wege,...) und den daraus bestimmten Verletzungskriterien, als zusätzliche, redundante und eigenständige Validierungsgröße für die

Einleitung

Simulationsmodellerstellung dienen. Diese wird für bereits bestehende numerische Fahrzeugmodelle für effiziente Aussagen über die Validierungsgüte herangezogen [Scharnhorst T., 1988] [Sato K. et al., 1998] [Kramer F., 2009] [Raguse K. et al., 2004]. Bei einem genügend weit fortgeschrittenem Validierungsgrad können einzelne Komponenten sowie Komplettsysteme rein über virtuelle Modelle entwickelt und anschließend über den Realversuch verifiziert beziehungsweise abgesichert werden [Gu L. et al., 2004].



Abbildung 1-1: Bildsequenz der Dummykinematik im Crashtest [Raguse K. et al., 2012]

Abbildung 1-1 zeigt den typischen Ablauf der Dummykinematik während eines Frontalcrashes, beginnend mit der Vorverlagerung, dem Eintauchen in den Airbag und anschließend mit der Reboundphase des Austritts aus dem Airbag. Die klassische und weitverbreitetste Methode zur Bestimmung der 3D Dummykinematik aus dem Crashversuch ist die 3D Filmanalyse. Dabei wird die Bewegung von Targets während des Crashtests auf dem Dummy meist von mehreren externen, außerhalb des Fahrzeugs angebrachten Offboard-Kameras erfasst. Aus der Bewegung der Targets der gesamten Bildsequenz werden durch geeignete Algorithmen die Trajektorien in den Mittelpunkten der einzelnen Targets dreidimensional bestimmt.



Abbildung 1-2: Problematik bei der Bestimmung der Thoraxtrajektorie im Realversuch [Raguse K. et al., 2012]

Eine Detailanalyse der Bildsequenz in Abbildung 1-2 verdeutlicht die Problematik einer Trajektorienbestimmung im Kopf- und Brustbereich, da diese Bereiche nur teilweise beziehungsweise zu keinem Zeitpunkt sichtbar sind. Die Kopfkinematik kann teilweise aus der Auswertung der Bildsequenzen bestimmt werden. Durchgehende Dummytrajektorien sind mit der Videoanalyse im Standardfahrzeugversuch meist aber nicht möglich, da der Dummykopf zum Beispiel nicht zu jedem Zeitpunkt von mindestens zwei Kameras erfasst werden kann, wird dieser beispielsweise vom Airbag oder der A-Säule verdeckt. Im Fall der Brustkinematik sind im Allgemeinen zu keinem Zeitpunkt Informationen aus der Videoanalyse vorhanden, da der Brustbereich meist durchgehend von der Seitentür verdeckt wird. Eine weitere Problematik im Brustbereich tritt in der Beschreibbarkeit der Bewegung auf. Der Brustbereich kann im Gegensatz zum Dummykopf nicht als Starrkörper betrachtet werden, da sich das äußere

Brustjacket mit den Rippen während des Crashes verformt. Beim HIII 50% Dummy ist der Kopf über die im Realdummy als Starrkörper ausgeführte Thoracic Spine mit dem Pelvis verbunden. Diese bildet die zentrale Komponente des Brustbereichs. Somit kann die Brustkinematik nur über die Starrkörpertrajektorie eines bestimmten Punktes auf der Thoracic Spine bestimmt werden. Nur eine Trajektorie aus dem Crashversuch in einem festgelegten Punkt auf der Thoracic Spine, bei dem der Bezug zu dem Insassensimulationsmodell eindeutig ist, ermöglicht den einfachen Kinematikvergleich beider Systeme zur Modellvalidierung und somit zur Analyse und Weiterentwicklung des Insassenschutzes. Daher wird im Zuge dieser Arbeit in Kooperation mit dem Projektpartner Volkswagen AG ein Verfahren gesucht, dass die Bestimmung der Trajektorie der Thoracic Spine aus dem Crashversuch in einem festgelegten Punkt ermöglicht.

2. PROBLEMSTELLUNG

Um generell Bahnkurven direkt aus dem Versuch bestimmen zu können, gibt es in der Literatur eine Vielzahl an Möglichkeiten, die sich je nach Bewertungskriterien mehr oder weniger gut für den gewünschten Einsatzzweck zur Bestimmung der Thoraxstarrkörpertrajektorie eignen. Die am meisten verbreiteten Möglichkeiten zur Trajektorienbestimmung von Starrkörpern in Crashversuchen sind dabei die dreidimensionale Videoanalyse und die Berechnung der Trajektorie über die numerische Integration von Winkelgeschwindigkeits- und Linearbeschleunigungs-Sensordaten, die sich jedoch hauptsächlich auf die Bestimmung der Kopftrajektorie, entsprechend dem aktuellen Stand der Wissenschaft nicht aber auf den Thorax beziehen [Sinz W. et al., 2015].

Die Anforderungen an das Verfahren zur Bestimmung der Trajektorie der Thoracic Spine und somit zur Brustkinematik werden für diese Arbeit in die folgenden fünf Punkte gegliedert, die in weiterer Folge zur Bewertung und Aussage über die Eignung der bestehenden Ansätze dient.

- Erfassung Thoracic Spine Trajektorie: Das analysierte Verfahren ermöglicht eine Erfassung und Bestimmung der Starrkörpertrajektorie der Thoracic Spine.
- Hohe Genauigkeit: Das Verfahren liefert präzise Thoraxtrajektorien mit einer Genauigkeit unter einem Zentimeter.
- Durchgängige und hochaufgelöste 3D-Kinematik: Die Thoraxtrajektorie ist durchgehend zu jedem Zeitpunkt der Bewegung im Crashtest und in einer hohen Auflösung der Aufzeichnungsrate zur dreidimensionalen dynamischen Bewegungserfassung (mindestens 1kHz) bekannt, um einen lückenlosen Kinematikvergleich zu gewährleisten.
- Implementation Standardentwicklung: Das verwendete Verfahren kann ohne erheblichen personellen, infrastrukturellen und somit finanziellen Mehraufwand in den Standardentwicklungsprozess der Fahrzeugindustrie integriert werden.
- Fehlerabschätzung: Neben der Trajektorie des Thorax ist eine Einschätzung des Fehlers und somit einer Qualitätseinschätzung über die Genauigkeit der Trajektorie für die Weiterverarbeitung der Zusatzinformation aus dem Crashversuch nötig.

2.1 Stand der Technik - Bestehende Ansätze zur Trajektorienbestimmung

Die Verfahren zur Trajektorienbestimmung von Starrkörpern und somit der generellen Kinematikbestimmung können in vier Gruppen unterteilt werden. Optische Systeme erfassen die Kinematik eines sichtbaren Körpers über unterschiedliche Kamerasysteme, elektromagnetische Systeme verwenden Röntgenaufnahmen zur Objekterkennung, Grundlage der Inertialmesssysteme ist die numerische Integration von Sensorsignalen aus der elektrischen Messtechnik und weitere Verfahren generieren die Trajektorien aus der Fusion mehrerer etablierter Verfahren.

2.1.1 Optische Systeme

Optische Systeme unterscheiden sich generell in der Art der Aufzeichnung und in der Position des Kamerasystems. Bei der Art der Bildaufzeichnung wird unter anderem zwischen klassischen Highspeed-Kamerasystemen und Infrarotkamerasystemen zur Aufzeichnung von Bildsequenzen unterschieden. Der Vorteil von Infrarotsystemen liegt im einfacheren Tracking der Targets aufgrund der geringeren Störungen in den Bildsequenzen. Auf Infrarotaufnahmen sind lediglich die Targets aber keine Detailaufnahmen

Problemstellung

erkennbar [Kirschbichler S. et al., 2012] [Mayagoitia et al., 2002]. Die Problemstellungen von Highspeed-Kamerasystemen können direkt auf die Infrarotsysteme übertragen werden. Daher wird in diesem Kapitel nicht näher auf Infrarotsystem eingegangen. Eine weitere Gliederung der Systeme erfolgt durch die Position der Kameras, die bei Offboard Systemen extern, außerhalb des Fahrzeugs an festen Positionen montiert sind und bei Onboard Systemen direkt im Fahrzeug angebracht werden, um gezielt den Innenraum des Fahrzeugs zu erfassen.

Highspeed-Kamerasystem (Offboard)

Werden Starrkörper mit Targets ausgestattet und diese von mindestens zwei fix eingemessenen, synchronen Offboard-Kamerasystemen erfasst, die außerhalb des Fahrzeugs montiert sind, können daraus über photogrammetrische Verfahren und geeignete Objekterkennungsalgorithmen die Target-Trajektorien ermittelt werden, die eine Genauigkeit unter 5mm aufweisen [Raguse K., 2007] [Raguse K. et al., 2009]. Durch spezielle Targets werden Position und Orientierung des gefilmten Körpers bestimmt. Diese Vorgehensweise ist eine der weit verbreitetsten Systeme in der Fahrzeugsicherheit und zählt im Falle der dreidimensionalen photogrammetrischen Analyse von Highspeed-Filmsequenzen zur Standardauswertung von Crashversuchen bei OEMs, wie etwa bei der Volkswagen AG [Luhmann T. et al., 2005] [McClenathan R. et al., 2005] [Raguse K. et al., 2004] [Raguse K. et al., 2012]. Mit diesen Verfahren ist eine Auflösung der Bildsequenzen von 1kHz möglich [Gall J. et al., 2008], [Rosenhahn B. et al., 2007]. Dabei können nicht nur Targets verfolgt werden, sondern andere Systeme erfassen die Oberfläche eines Körpers um dadurch die 3D Position und Orientierung während des Crashtests zu bestimmen. Die angeführten Verfahren legen den Fokus für die Dummykinematikbestimmung auf die Bestimmung der Kopfkinematik oder der Beckenkinematik im Fußgängerschutz, von denen Videodaten während des Crashversuchs teilweise vorhanden sind. Eine Bestimmung des Thorax wird dabei explizit nicht angeführt [Gall J. et al., 2008], [Luhmann T. et al., 2005]. Umgelegt auf die Bestimmung der Thoraxkinematik erfüllt die Bestimmung der Starrkörpertrajektorie über extern angebrachte Highspeed-Kamerasysteme die Anforderungen hinsichtlich der hohen Genauigkeit und einer zusätzlichen Fehlerabschätzung, der hochaufgelösten Kinematik sowie der Implementation in die Standardentwicklung. Im Fall der Thoraxkinematik ist die Erfassung von mindestens zwei Kameras im Fahrzeugcrash zu keinem Zeitpunkt möglich. Die Limitierung von Kamerasystemen liegt in der Möglichkeit der Erfassung von eindeutig sichtbaren Objekten beziehungsweise Targets. Eine Erfassung der Thoracic Spine im Crashversuch ist daher nicht möglich, da Targets nur auf dem Brustjacket angebracht werden können. Die Thoracic Spine kann nicht erfasst werden, da diese durchgehend vom Brustjacket und den Rippen verdeckt wird.

Highspeed-Kamerasystem (Onboard)

Neben der klassischen optischen Trajektorienbestimmung mit Kamerasystemen außerhalb des Fahrzeugs, können auch Onboard-Systeme verwendet werden, bei denen stoßfeste Kamerasysteme an freien Plätzen im Fahrzeuginnenen oder auf Kamerahaltern montiert werden. Dadurch kann die Problematik von Offboard-Systemen und der verdeckten Sicht auf die Targets des Dummys durch die Seitentür behoben werden. Kommerzielle Onboard-Kamerasysteme zum Target Tracking finden bereits häufigen Einsatz in der Positionsbestimmung über UAVs (Unmanned Aerial Vehicles) [Kendall A. et al., 2014] [Haibo D., 2009]. Deren Position wiederum wird über GPS oder ein globales Kamera-System erfasst, um die Position des erfassten Objekts in das übergeordnete, globale System zu bringen [Hausman K. et al., 2014]. Das globale System ist im Falle eines Crashversuchs das Hallenkoordinatensystem der Versuchsdurchführung. Diese Onboardsysteme können bewegte Objekte auf definierten Bahnkurven erkennen, verfolgen und deren Position bestimmen, jedoch in Bereichen die verhältnismäßig zum Fahrzeugcrash bei niedriger Geschwindigkeiten ablaufen, dies aber mit einer Genauigkeit von bis zu 4mm [Hausman K. et al., 2015].

Bezogen auf den Crashversuch sehen bestimmte Testprotokolle die Installation von Onboard-Kameras in das Fahrzeug vor der Versuchsdurchführung vor. Eine präzise Kinematikbestimmung wird dabei jedoch nicht gefordert [IIHS, 2016a], [IIHS, 2016b]. Onboard-Kamerasysteme werden beispielsweise in Roll-Over Tests eingesetzt um Restabstände des Dummys zu Fahrzeugteilen oder Fahrzeugdeformationen zu erkennen und Werte der elektrischen Messtechnik zeitlich zu plausibilisieren [Bidez M. et al., 2007]. Für die dreidimensionale Trajektorienbestimmung werden auch bei Onboard-Systemen mindestens zwei Kameraaufnahmen desselben Targets benötigt, um eine 3D-Kinematik zu bestimmen. Die Anbindungsmöglichkeiten an das Fahrzeug sind jedoch im Innenraum sehr limitiert. Aufgrund der geringen Möglichkeiten zur Onboard-Montage und der eingeschränkten Platzverhältnisse im Inneren des Fahrzeugs zur Befestigung der Kamerasysteme wird die Highspeed Stereo-Endoskopie verwendet um Dummykomponenten in schwer zugänglichen Fahrzeugbereichen zu erfassen [Steiner C., 2015]. Weitere Anwendungen finden Onboard-Kamerasysteme im Bereich der Fahrzeugsicherheit in der Bewegungsanalyse von Insassen in der Pre-Crash Phase, um die Reaktion auf unterschiedliche Fahrmanöver optisch zu erfassen. Eine lückenlose, durchgängige Thoraxtrajektorie ist aufgrund des Airbags oder anderen Fahrzeugbauteilen nicht möglich. Ein weiteres Problem ergibt sich aus der zum Teil instabilen inneren Orientierung der Onboardkameras während des Versuchs, die eine photogrammetrische Auswertung der einzelnen Bildsequenzen erschweren. Unveröffentlichte Untersuchungen des Projektpartners zeigen, dass Genauigkeiten unter einem Zentimeter zur Bestimmung der Trajektorien zwar möglich sind, sich aber nicht ohne weiteres in den Standard-Entwicklungsprozess integrieren lassen.



Abbildung 2-1: Onboardaufnahme eines Crashtest

Die Problematik von nur zeitweise vorhandenen hochauflösenden 3D Trajektorien aufgrund von verdeckten Targets ist beim Einsatz von Onboardkamerasystemen zwar geringer als im Offboardeinsatz, aber immer noch vorhanden. Auch mit Onboard-Systemen ist es nicht möglich, die Starrkörpertrajektorie der Thoracic Spine zu erfassen, da auch diese Kamerasysteme nur das Brustjacket und deren Targets erfassen und eine eindeutige Definition des Starrkörpers nicht möglich ist (siehe Abbildung 2-1). Da die Implementation von mehreren Onboard-Kamerasystemen nur in speziellen Versuchskonstellationen vorgesehen ist und aufwendigen zusätzlichen Rüstaufwand vor der Versuchsdurchführung bedeutet, ist auch die Implementierung in die Standardentwicklung mit erheblichem Mehraufwand verbunden, ohne dabei zusätzlich Erkenntnisse in Form einer Thoraxtrajektorie zu generieren.

2.1.2 Elektromagnetische Systeme

Mit Hilfe elektromagnetischer Systeme ist es möglich, unterschiedliche Materialien und Materialeigenschaften festzustellen, sowie Körper zu durchleuchten und deren unterschiedlichen

Problemstellung

mechanischen Eigenschaften durch unterschiedliche Kontraste bildlich darzustellen. Dieses Verfahren etabliert sich zunehmend in verschiedensten Bereichen der industriellen Produktion und Forschung [Ennen A. et al., 2014] [Hanke R., 2010] [Kondziolka T., 2014] [Zabler S. et al., 2012]. Dabei kann zwischen der klassischen Röntgenaufnahme und der Computer Tomographie unterschieden werden, wobei der Output des Röntgens im allgemeinen Fall ein 2D Bild ist und die Computer Tomographie durch die Aufnahmen mehrerer Bilder die Erzeugung eines 3D Modells von einem nichtbewegten Objekte ermöglicht [Brenner D. et al., 2007]. Problematisch wird die Anwendung von elektromagnetischen Systemen durch die erhöhte Gesundheitsgefährdung und dem Krebsrisiko durch die übermäßige Bestrahlung mit Röntgenstrahlen [Hall E. J. et al., 2008]. Daraus ergeben sich hohe Sicherheitsauflagen für die Verwendung dieser Systeme und strenge Auflagen an die infrastrukturellen Sicherheitsmaßnahmen zum Schutz der beteiligten Personen [BMJV, 1987].

Highspeedröntgen

Highspeedröntgenaufnahmen zur Kinematikbestimmung finden ihren Hauptanwendungsbereich derzeit in der Medizin, bei der die Bewegung innerer Organe oder spezieller Knochen detektiert wird [Yamazaki T. et al., 2006] [Yamazaki T. et al., 2014]. Die Bewegung einzelner Körperteile ist unter anderem durch das Filmen der Onlineanzeige von kommerziellen Röntgengeräten mit klassischen Highspeed-Kamerasystemen möglich [Koerhuis C. L., 2003]. Bei diesen Verfahren sind Pixelauflösungen von bis zu 0.37mm möglich, jedoch nur als zweidimensionale Bildinformation und von eingeschränkten Bildausschnitten [Gutsche A. et al., 2014]. Hochdynamische Vorgänge, wie etwa das Eindringen eines Projektils, können mit Highspeedröntgenaufnahmen detektiert werden. Bei einer entsprechenden Aufzeichnungsrate über 1000Hz und Genauigkeiten im Millimeterbereich können damit jedoch nur 2D Informationen in geringen Bildausschnitten ermittelt werden [Thoma K. et al., 2007], [Strassburger A. et al., 2016]. Durch biplanare Röntgenaufnahmen sind sogar 3D Highspeedröntgenaufnahmen möglich, innerhalb eines geringen Aufzeichnungsbereichs in einer Größenordnung zur Bestimmung der Bewegung von inneren Organen wie zum Beispiel jener des Herzens [Jiang X. et al., 2013]. Automatische 3D Objekterkennung durch die Verwendung mehrerer Ansichten unterschiedlicher Röntgenaufnahmen ist im Bereich der Sicherheitstechnik bereits möglich [Mery D. et al., 2013], wird aber in dieser Form nicht im Highspeedbereich angewandt [Rogers T. et al., 2016]. Die Größenordnung des Aufbaus dieser Anlagen ist derzeit nicht ausreichend, um komplette Fahrzeuge und die darin erfolgende Dummybewegung zu erfassen. Fahrzeugspezifische Anwendungen im Bereich der Röntgentechnik fokussieren sich dabei eher auf den Bereich der Sicherheitstechnik und die Objekterkennung gefährlicher Inhalte, nicht aber auf die Kinematikbestimmung mit einer hochauflösenden Aufzeichnungsrate [Mistry D. J. et al., 2014], [Zhu Z. et al., 2006]. Wenngleich die direkte Aufnahme der Thoracic Spine durch Highspeedröntgen durch die Seitentür und das Dummyjacket möglich ist, erscheint die eindeutige Objekterkennung aufgrund der großen Anzahl an ähnlichen metallischen Materialien als nicht trivial, um Bewegungen durch den Kontrastunterschied der Bildaufnahmen eindeutig zu bestimmen. Unter eingeschränkten Randbedingungen eines verringerten Bildausschnitts ist die Bestimmung einer durchgehenden Trajektorie der Thoracic Spine mit einer Genauigkeit im Millimeterbereich und einer Aufzeichnungsrate im Highspeedbereich (über 1000Hz), sowie eine Fehlerabschätzung wie in der optischen Messtechnik mit klassischen Highspeedkameras durch die klassische Röntgentechnik möglich. Dabei sind aktuell nur 2D Aufnahmen, aber keine durchgängige hochaufgelöste 3D Kinematik möglich.

CT – Scan

Hauptanwendungsgebiet von Computer Tomographie Scannern ist die Medizin, um unter anderem einen 3D Scan eines gesamten menschlichen Körpers zu erstellen [Reid J. et al., 2008]. Ein CT-Scan besteht aus

Röntgenaufnahmen unter verschiedenen Perspektiven mit anschließender Rekonstruktion auf eine 3D Aufnahme [Salamon M. et al., 2014]. Spezielle CT-Systeme erlauben eine Bildauflösung von bis zu $0.7\mu\text{m}$ [Kastner J. et al., 2015]. Durch die Verwendung spezieller Anlagen für Schiffscontainer ist es möglich, gesamte Fahrzeuge lückenlos zu scannen und ein 3D Modell anzufertigen, dies in einer hohen Auflösung und Genauigkeit von 0.8mm, jedoch von unbewegten Objekten [Hanke R., 2013]. Mit geeigneten CT-Systemen ist es möglich, Objekte mit 4 Meter Länge und 5 Meter Höhe dreidimensional zu scannen [Reims N. et al., 2014]. Die Anwendung dieses Systems zur Erstellung eines 3D Scans eines gesamten Fahrzeuges ist in der Abbildung 2-2 ersichtlich.

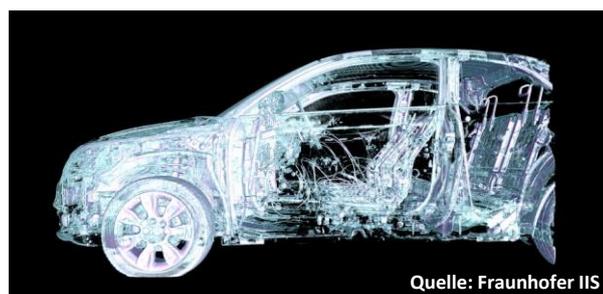


Abbildung 2-2: XXL CT Scan eines Gesamtfahrzeuges [Hanke R., 2013]

Mit Hilfe eines CT Scans eines Gesamtfahrzeuges ist es möglich Objekte mit einer hohen Genauigkeit von 0.8mm direkt im Fahrzeug dreidimensional zu bestimmen, jedoch gegenwärtig nur statisch, im Stillstand des gesamten Fahrzeuges, wodurch die Kinematikbestimmung nicht möglich ist. Eine dynamische Trajektorienbestimmung ist nicht möglich. Aufgrund der Sicherheitsmaßnahmen für die Inbetriebnahme und Verwendung eines 3D Scanners in der Standardentwicklung, ist auch dieses Verfahren für die Anwendung zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Crashversuch nicht geeignet.

2.1.3 Inertialmesssysteme

Trajektorien von Starrkörpern können auch durch die numerische Integration von verschiedenen elektrischen Sensorsignalen ermittelt werden. Dabei liefern die Sensoren durchgehende Signale von jenem Starrkörper an dem sie befestigt sind.

Navigationmesstechnik

Für die Bewegungsbestimmung werden häufig Systeme aus der Navigationstechnik [Gustafsson F. et al., 2001], [Kumar N. V., 2004], als auch Systeme zum Erfassen von menschlichen Bewegungsmuster verwendet [Brodie M. et al., 2008], [Roetenberg D., 2006], die jedoch nicht im Allgemeinen für hohe Stoßbelastungen ausgelegt sind und somit nicht im Crashtest verwendet werden können. Dadurch kann sich diese Sensorik nicht für den vorliegenden Anwendungsfall verwendet werden.

Standard Crashmesstechnik

Messsysteme die den Anforderungen eines Crashtests genügen und Signale zur Berechnung von Starrkörpertrajektorien liefern, unterscheiden sich oft in der Art der Rotationsberechnung einer sechs DOF (degree of freedom) Bewegung. Diese wird entweder durch sechs lineare Translationsbeschleunigungssensoren [Nabih M. A. et al., 1977], [Cardou P. et al., 2008] oder durch die Integration von Winkelgeschwindigkeits- oder Winkelbeschleunigungssignalen [Sinz W. et al., 2010], [Sinz W. et al., 2015], [Yamaguchi G. T. et al., 2010] [Un-chin P. et al., 2015] in Kombination mit drei-achs-Beschleunigungssensoren realisiert. Die Berechnungsroutinen der Trajektorien variieren dabei leicht, abhängig von der Anforderung [Aparicio A. et al., 2009] [Bendjellal F. et al., 1992] [Bendjellal F. et al., 1990]

Problemstellung

[Foxlin E. et al., 1998] [Jenkins D. et al., 2008] [Wang Q. et al., 2003]. Der Hauptverwendungszweck der standardmäßig im Dummy verbauten Sensorik ist die Bewertung der Verletzungsschwere durch die Umrechnung der Messsignale in biomechanische Kennwerte (z.B. HIC -Berechnung aus den translatorischen Kopfbeschleunigungen zur Bewertung von Kopfverletzungen). Die Auslegung beziehungsweise der gewählte Sensoraufbau dieser Sensorik beschränkt sich auf diesen Verwendungszweck und nicht auf die Bestimmung der Starrkörperkinematik. Während sich die Dummysensorik für die Bewertung der Verletzungsschwere eignet, sind Abweichungen von über 10 Zentimetern in der Trajektorienberechnung ein großer Nachteil bei der Bewegungsbestimmung aus Signalen der elektrischen Messtechnik. Diese resultieren aus unbekanntem Sensorfehlern und ungenauen Initialbedingungen, welche für die Berechnungsroutinen benötigt werden und im Gegensatz zur Berechnung der biomechanischen Kennwerte in der Bahnberechnung große Fehler verursachen [Rudd R. et al., 2006] [Sinz et al., 2010] [Sinz et al., 2015] [Un-chin P. et al., 2015]. So kann allein eine Ungenauigkeit in der Initialwinkelbestimmung um eine Achse von bereits 0.5° eine Abweichung der berechneten Trajektorie von knapp zwei Zentimeter nach sich ziehen [Sinz et al., 2015]. Standard Crashmesstechnik eignet sich somit für die Bestimmung biomechanischer Kennwerte zur Beurteilung der Verletzungsschwere im Crashtest und ermöglicht die Bestimmung einer durchgehenden Trajektorie des jeweiligen Starrkörpers an dem die Sensorik montiert ist. Durch die standardmäßige Ausrüstung des Realdummys mit der Sensorik der Crashmesstechnik lässt sich diese Art der Bewegungsbestimmung einfach in die Standardentwicklung implementieren, da die Sensoren bei jedem Versuch eingesetzt werden. Mit derzeit eingesetzter Standard Crashmesstechnik wird die geforderte Genauigkeit für die Kinematikbestimmung des Thorax aber nicht erreicht.

Spezielsensorik bzw. Spezialkalibrierung

Andere Ansätze versuchen Fehler der Sensorik durch eine zusätzliche Spezialkalibrierung vorab zu ermitteln und steigern dadurch die Genauigkeit der daraus bestimmten Trajektorie. Der Einsatz von Spezielsensorik benötigt dabei meist eine zusätzlich aufwendige Sensorkalibrierung [Schönebeck K. et al., 2009] [Dube D. et al., 2011]. Eigens für die Bewegungsanalyse entwickelte Spezielsensorik meist inklusive aufwändiger Spezialkalibrierung liefert zwar durchgehende Trajektorien des jeweiligen Starrkörpers, die aufwändige Sensorkalibrierung vor jeder Versuchsdurchführung macht eine Implementation in die Standardentwicklung schwer umsetzbar. Durch die aufwändige Sensorkalibrierung werden die Sensorfehler wie Offsets oder Querempfindlichkeiten quantifiziert, das Problem mit ungenauen Startwerten und den daraus resultierenden Ungenauigkeiten der absoluten Trajektorienberechnung wird dadurch aber nicht gelöst.

2.1.4 Fusion mehrerer verschiedener Verfahren/Systeme

Nachteile einzelner Verfahren können bei geschickter Wahl durch die Fusion der Vorteile mehrerer Verfahren eliminiert werden.

SimbaV-Verfahren

Eine Möglichkeit der präzisen Trajektorienbestimmung ist die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik, angewandt bei dem SimbaV Verfahren. Dabei kombiniert SimbaV die Vorteile der durchgängigen Trajektorie aus der Berechnung der Signale von Beschleunigungs- und Drehratensensoren mit der hohen Genauigkeit der 3D Filmauswertung (siehe Abbildung 2-3) [Sinz W. et al., 2015].

Method	Crash capability	Continuous trajectory	Serial development process	Low additional costs	High accurateness
Optical Systems	+	-	+	0	+
IMU standard systems	+	+	+	+	-

Abbildung 2-3: Überblick des SimbaV Prinzips zur Bestimmung der Kopfkinematik durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik [Sinz et al., 2015]

Die wiederholte Anwendung des Verfahrens auf mehrere unabhängige Crashversuche bei variierenden Versuchskonfigurationen zur Bestimmung der Kopftrajektorie zeigt Abweichungen unter 8mm bei den analysierten Versuchen [Sinz W. et al., 2015]. Das Verfahren wurde ebenfalls anhand einer Vielzahl an Versuchsreihen getestet und durch aufwändige Vergleichsversuche validiert [Raguse K., 2012]. Das SimbaV Verfahren liefert durchgehende Starrkörpertrajektorien in hinreichender Genauigkeit inklusive Fehlerabschätzung und kann leicht in die Standardentwicklung implementiert werden. Auch beim SimbaV Verfahren liegt der Fokus auf der Bestimmung der Kopftrajektorie, Erfahrungen und Ergebnisse bei der Bestimmung der Thoraxtrajektorie sind nicht bekannt. Das in [Sinz W. et al., 2015] vorgestellte Verfahren funktioniert jedoch nur, wenn sowohl Daten aus der elektrischen Messtechnik zur Trajektorienberechnung vorliegen, als auch teilweise vorhandene präzise Trajektorien aus der Videoanalyse vorhanden sind und die Daten fusioniert werden können [Klein E., 2017], [Klein E. et al., 2016], [Moser J., 2012], [Müller C., 2010], [Sinz W. et al., 2015], [Sinz W. et al., 2010]. Im Falle der Thoracic Spine liegen zu keinem Zeitpunkt Daten aus der optischen Messtechnik vor, wodurch die Anwendung dieses Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxkinematik nicht möglich ist.

2.2 Zusammenfassung der Bewertung bestehender Verfahren zur Trajektorienbestimmung

Tabelle 2-1 zeigt einen Überblick über alle analysierten Verfahren und die Bewertung im Hinblick auf die definierten Verfahrensanforderungen zu Bestimmung der Thoraxkinematik.

Problemstellung

		Erfassung Thoracic Spine Trajektorie	Hohe Genauigkeit	Durchgängige hochaufgelöste 3D-Kinematik	Implementation Standard-entwicklung	Fehlerabschätzung
Optische Systeme	Offboard	-	+	-	+	+
	Onboard	-	+	-	-	+
Elektromagnetische Systeme	Highspeedröntgen	+	+	-	-	+
	CT - Scan	-	+	-	-	+
Inertialmesssysteme	Navigationmesstechnik	+	-	+	-	-
	Standard Crashmesstechnik	+	-	+	+	-
	Spezielsensorik/-kalibrierung	+	-	+	-	-
Fusion mehrerer Verfahren	SimbaV - Verfahren	-	+	+	+	+

+ ... erfüllt das Kriterium sehr gut

- ... erfüllt das Kriterium nicht

Tabelle 2-1: Bewertung bestehender Ansätze zur Kinematikbestimmung von Starrkörpern im Realversuch aus der Literatur

Die generelle Problematik von optischen Systemen ist die verdeckte Sicht durch das während des Versuchs verformte Brustjacket, wodurch eine Erfassung der Thoracic Spine Trajektorie unmöglich ist. Elektromagnetische Systeme zur Trajektorienbestimmung sind aktuell für die geforderte Anwendung nur schwer umsetzbar und liefern derzeit keine durchgehende hochauflösende 3D Kinematik. Spezielle Inertialmesssysteme zur Bestimmung der Starrkörpertrajektorien der Thoracic Spine lassen sich entweder nicht in die Standardentwicklung implementieren (nicht stoßfest) oder liefern Trajektorien in einer nicht ausreichenden Genauigkeit. Das SimbaV Verfahren mit dem Prinzip der Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik ist ohne das Vorhandensein von Daten aus der optischen Messtechnik nicht möglich. Somit erfüllt keines der analysierten bestehenden Verfahren zur Bestimmung der Starrkörpertrajektorie der Thoracic Spine die in dieser Arbeit gestellten Anforderungen hinsichtlich der Erfassung der Thoracic Spine Trajektorie, der hohen Genauigkeit, einer durchgängigen hochaufgelösten 3D-Kinematik, der Möglichkeit zur Implementation in die Standardentwicklung und der Fehlerabschätzung der bestimmten Bewegung.

2.3 Ziele

Das Wissen über den präzisen Verlauf der Thoraxtrajektorie bringt große Vorteile in der Fahrzeugentwicklung. Derzeit erfüllt jedoch kein Verfahren laut Stand der Technik alle definierten Kriterien. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Verfahrens, dass die Bestimmung der Thoracic Spine bei dem HIII 50% Dummymodell unter Erfüllung aller gestellten Anforderungen ermöglicht.

2.3.1 Forschungsfrage

Aus dem Ziel der Arbeit können zwei Hauptforschungsfragen abgeleitet werden:

1. „Ist die Erfassung der durchgängigen, hochaufgelösten 3D-Trajektorie der Thoracic Spine mit hoher Genauigkeit inklusive Fehlerabschätzung möglich?“
2. „Wenn ja, welche Genauigkeiten können damit erreicht werden?“

2.3.2 Grundziele

Die Anforderungen an das Verfahren und die Forschungsfrage lassen sich in spezifische Grundziele überführen:

- Erfassung Thoracic Spine Trajektorie: Das Verfahren muss die Trajektorie eines eindeutig definierten Punktes auf der Thoracic Spine bestimmen. Der genaue Punkt ist dabei frei wählbar, muss aber direkten Bezug zur Thoracic Spine haben.
- Hohe Genauigkeit: Das Verfahren muss qualitativ hochwertige Information über die Thoraxkinematik aus dem Crashversuch mit einer Genauigkeit unter 1 Zentimeter liefern.
- Durchgängige und hochaufgelöste 3D-Kinematik: Das Verfahren soll eine durchgehende 3D Trajektorie im crashrelevanten Zeitbereich liefern, dessen Auflösung der Stützpunkte mindestens 1kHz beträgt.
- Implementation Standardentwicklung: Das Verfahren soll einfach in den Standardentwicklungsprozess integriert werden. Das Verfahren zur Bestimmung der Thoraxtrajektorie muss stabil und zuverlässig funktionieren und bei wiederholter Anwendung auf verschiedene Versuche durchgehend hochwertige, gleich Ergebnisse zur Weiterverarbeitung liefern.
- Fehlerabschätzung: Um die Trajektorie im Standardentwicklungsprozess verwenden zu können, ist zusätzlich zur Information über die Thoraxtrajektorie auch die Abschätzung der Fehler und der Genauigkeit nötig um die Qualität für die Weiterverarbeitung nachzuweisen.

2.4 Lösungsansatz

Ausgangspunkt des Lösungsansatzes zur Bestimmung der Thoraxkinematik ist das SimbaV Prinzip für die Bestimmung der Kopfkinematik und erfolgt durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik aus dem Crashversuch. Dieses Prinzip wird für die Bestimmung der Thoraxkinematik abgeändert beziehungsweise erweitert. Dabei wird die kinematische Kette des Dummys vom Kopf über den verformbaren Nacken bis hin zum Thorax verwendet.

2.4.1 Ausgangspunkt zur Bestimmung der Thoraxtrajektorie: Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik

SimbaV Prinzip zur Kopfkinematikbestimmung

Der Ablauf zur Bestimmung der durchgehenden präzisen Kopftrajektorie des Dummys durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik sowie die Optimierungsstrategie ist in dem Ablaufdiagramm der Abbildung 2-4 dargestellt. Als Ausgangsverfahren dient dabei das in [Sinz W. et al., 2015] vorgestellte SimbaV Verfahren.

Problemstellung

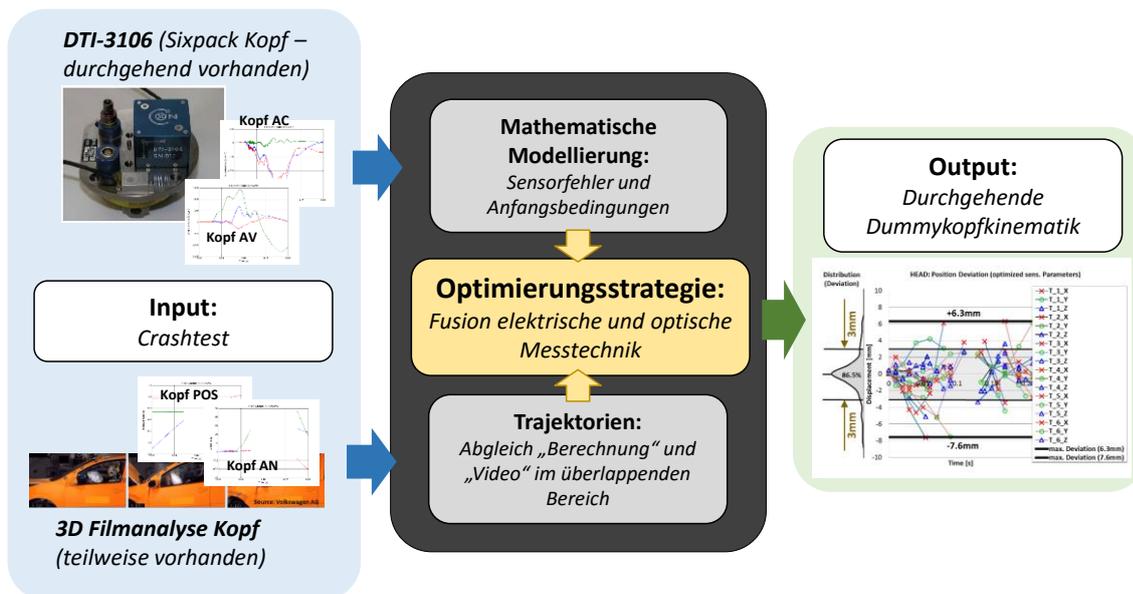


Abbildung 2-4: Optimierungsstrategie zur Bestimmung der durchgehenden präzisen Dummykopfkineamtik durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik [Sinz W. et al., 2015], [Raguse K. et al., 2012]

Ausgangspunkt für die Bestimmung der Kopfkineamtik aus Crashversuchen ist bei dem SimbaV Prinzip die numerische Integration der Messsignale von drei axialen Linearbeschleunigungs- (AC-Sensoren) und Winkelgeschwindigkeitssensoren (AV-Sensoren) der elektrischen Messtechnik (Sensorsignale eines DTI-3106 Sensorpacks), unter Berücksichtigung der drei Initialbedingungen (Initialgeschwindigkeit, Initialposition und Initialwinkel), die im Dummykopf nahe des Schwerpunktes verbaut sind. Daraus resultiert die dreidimensionale Trajektorie im Sensormesspunkt des Kopfes, unter dem Wissen, dass Messsignale aus dem Realversuch durch systematische und zufällige Fehler überlagert sind, die aber für den kommerziellen Einsatz zur Bestimmung biomechanischer Kennwerte innerhalb der geforderten Toleranzgrenzen liegen. Des Weiteren sind Initialbedingungen für die Bewegungsberechnung nicht ausreichend präzise genug bekannt, um Trajektorien mit einer Genauigkeit unter einem Zentimeter bestimmen zu können [Sinz W. et al, 2015]. Zweiter Verfahreninput ist die präzise, teilweise vorhandene Kopftrajektorie aus der 3D-Filmanalyse. Hierfür werden Marken auf dem Dummykopf während des Crashversuchs von mehreren, synchronen Kamerasystemen gefilmt und daraus die dreidimensionale Trajektorie im Kopfschwerpunkt bestimmt [Raguse K., 2007] [Raguse K. et al., 2009]. Das bedeutet, die Kopftrajektorie wird im Realversuch durch zwei eigenständige Verfahren bestimmt. Um die Nachteile beider Verfahren zu kompensieren beziehungsweise die Vorteile zu nutzen, werden beide Verfahren miteinander fusioniert. Durch die mathematische Modellierung von Sensorfehlern und weiteren Einflussfaktoren, wie den Initialbedingungen, ergibt sich eine Anzahl an unbekanntem Berechnungsparametern zur Bestimmung der Kopftrajektorie. Diese Berechnungsparameter werden in einem Optimierungsprozess so gewählt, dass die Abweichung der berechneten Bahnkurve aus den Sensorsignalen zu der sichtbaren, präzisen, aber nicht zwingend durchgängigen Videotrajektorie ein Minimum ergibt. Der Abgleich erfolgt durch eine kombinierte Bewertung der Positions- und Winkelabweichungen der Starrkörperkinematik über die Summe der quadrierten Abweichungen. Output des Verfahrens ist eine durchgehende, präzise Dummykopfkineamtik aus der Berechnung der Sensorsignale unter Berücksichtigung der neu bestimmten Optimierungsparameter. Durch das bisher bekannte Verfahren sind Trajektorien mit Genauigkeiten unter 10mm möglich [Sinz W. et al., 2015]. Plausibilisiert wird das Optimierungsergebnis einerseits direkt über den Vergleich der Abweichung der Bahnkurve aus der elektrischen Messtechnik unter Berücksichtigung der optimierten Parameter und neuinterpretierten

Sensorsignale mit der optischen Messtechnik im zeitlich überlappenden Bereich. Andererseits erfolgt die Plausibilisierung indirekt über den Vergleich der optimierten Sensor- und Initialbedingungsfehler mit Kalibriergenauigkeiten und Erfahrungswerten.

Übertragung des SimbaV Prinzips zur Bestimmung der Thoraxkinematik

Bei der Thoraxkinematik kann die Integration der Messsignale zur Bahnberechnung und die mathematische Modellierung der Sensorfehler und Initialbedingungen von dem Prinzip zur Kopfkinematikbestimmung übernommen werden. Grundlage ist die in der Thoracic Spine verbaute Sensorik (drei AC-Sensoren und drei AV-Sensoren) zur Trajektorienberechnung. Diese Vorgehensweise hat sich bei der Kopfkinematik bereits bewährt. Da zu keinem Zeitpunkt partielle Videotrajektorien als Zusatzmessgrößen vorhanden sind, kommt für die Bestimmung der Thoraxkinematik ein neuer Ansatz mit dem Grundprinzip einer kinematischen Kette zum Einsatz. Die kinematische Kette erfolgt vom Kopf über den Nacken hin zum Thorax. Die Thoraxkinematik im Realversuch wird sequenziell, ausgehend von der präzisen Kopfkinematik, durch die Fusion von elektrischer Messtechnik und einem FE-Dummysmodell des im Versuch eingesetzten Crash Test Dummys (Hybrid III 50%) bestimmt. Als Annahme gilt, dass die Kopftrajektorie bekannt ist und sich aus einer bestimmten Thoraxbahn bestimmte Nackenkräfte ergeben. Im Umkehrschluss erfolgt die Suche der Thoraxbahn durch die Minimierung der Abweichungen der Nackenkräfte und Momente zwischen der elektrischen Messtechnik aus dem Realversuch und dem Simulationsoutput.

2.4.2 Ansatz zur Bestimmung der Thoraxtrajektorie: Zusatzbedingung durch virtuelle Nackenschnittkräfte und Momente über eine kinematische Kette

Virtuelle Simulationsmodelle werden in der Fahrzeugsicherheit schon seit längerem eingesetzt um den Realversuch in der Simulation nachzustellen [Reichert R. et al., 2014]. Unter der Voraussetzung, dass das Simulationsmodell das reale Modell exakt abbildet und die Randbedingungen des Realversuches in der Simulation ident nachgestellt werden, ergibt sich aus der Simulation die gleiche Systemantwort wie in dem Realversuch. Fehlende Informationen aus dem Realversuch (z.B. nicht messbare Größen) können dabei aus der Systemantwort des numerischen Simulationsmodells erzeugt werden. Dieses Prinzip kann für die Bestimmung der aus dem Realversuch nicht bekannten Thoraxkinematik genutzt werden. Wird in der Simulation eine Lösung gefunden, bei der die Antwort der Simulation ident zu jener des Realversuches ist (z.B. Nackenkräfte), so bedeutet dies eine exakte Nachstellung des Realversuches in der Simulation und somit unter anderem eine idente Kinematik der Dummys. Der Ablauf dieses Grundprinzips mit dem Ziel der Bestimmung der Thoraxkinematik über die Nackenschnittkräfte und Momente ist in Abbildung 2-5 dargestellt.

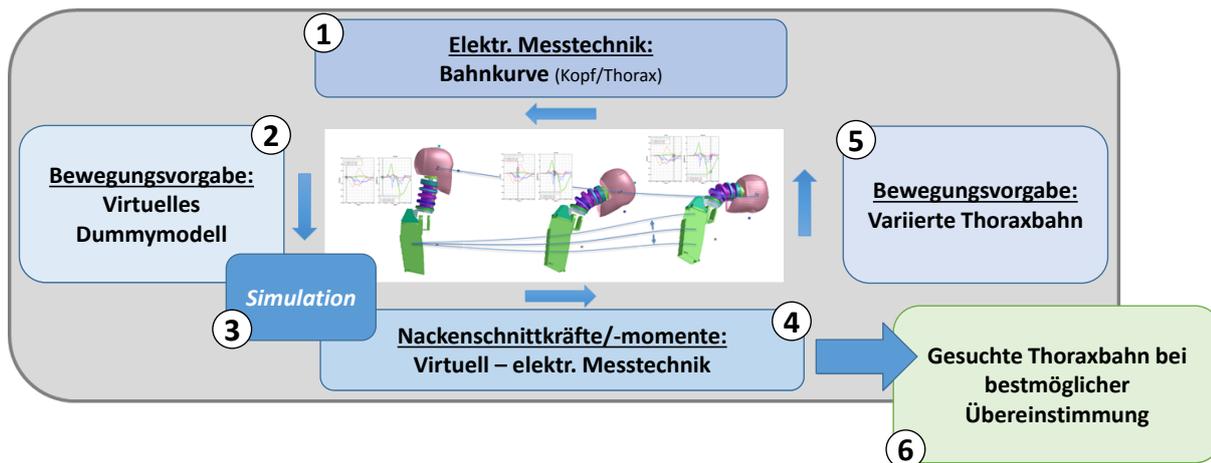


Abbildung 2-5: Ablaufdiagramm zur Bestimmung der Thoraxbahn durch das Erzeugen von virtuellen Nackenschnittkräften und -momenten aus der geführten Bewegungsvorgabe und der Variation der Thoraxbahn

Für die Bestimmung der Thoraxtrajektorie über eine kinematische Kette können aus der elektrischen Messtechnik des Realversuchs (Sensordaten des Beschleunigungssensors und des Winkelgeschwindigkeitssensors) die Kopf- und Thoraxbahnkurven berechnet werden (1) und als Bewegungsvorgabe auf das virtuelle Dummymodell aufgebracht werden (2). Als Systemantwort auf die erzwungene Bewegung aus der Simulation werden durch das abgebildete, bereits validierte, Nackenmodell die virtuellen Nackenschnittkräfte und -momente erzeugt (3). Die Abweichung zwischen den virtuellen Nackenschnittkräften und Momenten aus der Simulation und den Nackenkräften und Momenten aus der elektrischen Messtechnik (4) sind bei bekannter Kopfkinematik ein Maß für die Übereinstimmung der realen Thoraxkinematik mit jener der Simulation. Die Systemantwort der Simulation dient somit als Zusatzinformation für den Optimierungsprozess der Thorax-Starrkörpertrajektorie. Ein Abgleich der Nackenschnittkräfte erfolgt durch die Variation der Thoraxbahnkurven (5) bei gleichbleibender Kopfbahn und dem wiederholten Vergleich der virtuellen Kräfte und Momente aus der Bewegung der kinematischen Kette (Kopf, Nacken, Thorax) mit jenen Nackenkräften und -momenten aus der elektrischen Messtechnik bis die Abweichungen ein Minimum ergeben bzw. ident sind. Bei bestmöglicher Übereinstimmung beider Vergleichsgrößen (Kräfte und Momente) entspricht die Thoraxbahn aus der Simulation jener gesuchten Thoraxbahn aus dem Realversuch am besten (6). Somit ergibt sich als Grundprinzip die Fusion von elektrischer Messtechnik und einem validierten HIII 50% Dummymodell.

2.4.3 Genereller Ablauf der Kinematikbestimmung über die kinematische Kette

Die Bestimmung der Thoraxtrajektorie erfolgt schrittweise in einem dreistufigen Verfahren. Der generelle Ablauf der Auswertung basiert auf dem Prinzip einer kinematischen Kette, bei der ausgehend von der Kopftrajektorie auf die Thoraxtrajektorie geschlossen wird. Der detaillierte Ablauf ist in Abbildung 2-6 dargestellt.

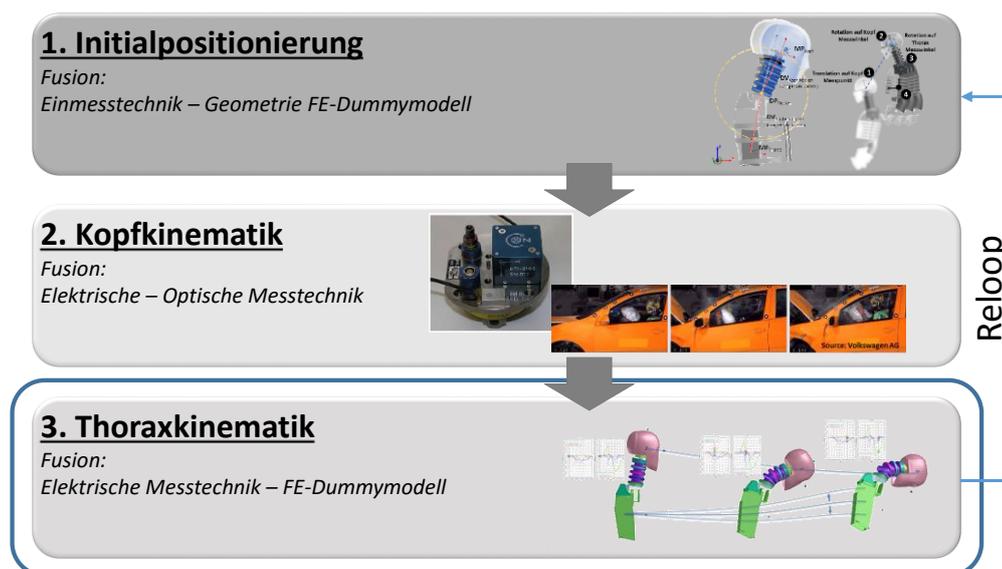


Abbildung 2-6: Ablaufdiagramm der Thoraxkinematikbestimmung durch die Fusion elektrischer Messtechnik mit Zusatzmessungen und dem Einbringen von Zusatzbedingungen

Vor der Bestimmung der Kopf- und Thoraxtrajektorie erfolgt die Initialpositionierung des numerischen Simulationsmodells, um die Initialposition des Thorax zu bestimmen. Anschließend daran erfolgt die Bestimmung der Kopftrajektorie durch die Fusion der durchgehend vorhandenen elektrischen und der teilweise vorhandenen optischen Messtechnik mit dem bereits erklärten SimbaV Prinzip [Klein E., 2017], [Klein E. et al., 2016], [Moser J., 2012], [Müller C., 2010], [Sinz W. et al., 2015], [Sinz W. et al., 2010]. Der Kopftrajektorie und Thoraxinitialposition als Ausgangspunkt der Kinematikbestimmung kommt besondere Bedeutung zugute, da sich Fehler aufgrund der kinematischen Kette auf den Thorax übertragen. Als letzter Punkt des Ablaufs erfolgt die Bestimmung der Thoraxtrajektorie. Grundprinzip dabei ist die Fusion der elektrischen Messtechnik mit der Systemantwort eines validierten Dummymodells nach dem Prinzip der kinematischen Kette. Dieser Ablauf kann je nach Bedarf beliebig oft wiederholt werden, falls sich beispielsweise die Initialposition durch den Optimierungsprozess ändert.

2.4.4 Entwicklungspunkte

Zur Bestimmung der präzisen Thoraxkinematik ergibt sich folgender gesamtheitlicher Ablauf des Auswerteverfahrens beziehungsweise der in Abbildung 2-7 dargestellten Überblick des Prozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik und der dafür benötigten Entwicklungspunkte.

Problemstellung

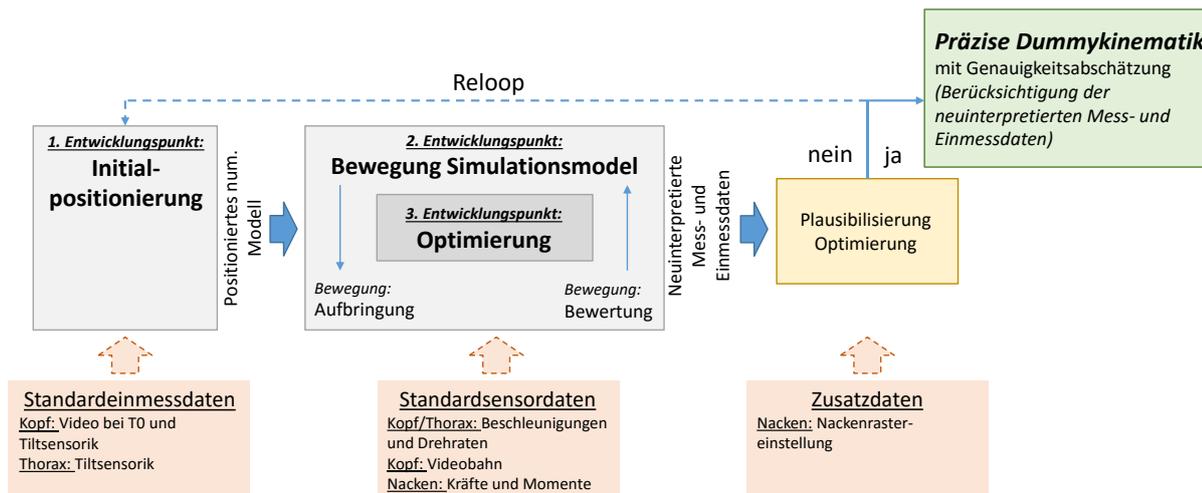


Abbildung 2-7: Ablaufdiagramm des Prozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik und Überblick der einzelnen Entwicklungspunkte

Ausgangspunkt und somit erster Entwicklungspunkt des Gesamtprozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik ist die Initialpositionierung des Simulationsmodells durch die Zuhilfenahme von Standardmessdaten aus der 3D-Filmanalyse und der Tiltensorik. Darauf folgt die Bewegungsanalyse, unterteilt in die Bewegungsaufbringung und Bewertung, und Optimierung der Dummykinematik unter Einhalten einer definierten Optimierungslogik. Das Optimierungsergebnis wird daraufhin hinsichtlich Plausibilität und Qualität analysiert, zum Beispiel durch die Größenordnung der Abweichungen der Schnittkräfte oder durch die ermittelten Sensorfehler der Thoraxbahn. Bei unplausiblen Ergebnissen kann der Gesamtprozess wiederholt werden. Bei plausiblen Ergebnissen und entsprechend hoher wahrscheinlicher Genauigkeit (Übereinstimmung der Kräfte und Momente) ergibt sich aus dem Auswerteprozess die präzise Thoraxkinematik. Ebenfalls ist eine Genauigkeitsabschätzung sinnvoll um die Ergebnisse der Gesamtoptimierung einteilen und bewerten zu können, welche ebenfalls realisiert wird. Jede einzelne darin vorhandene Funktion kann als eigener Entwicklungspunkt gesehen werden. Durch die Auswirkung aller einzelnen Entwicklungspunkte auf die Genauigkeit des Gesamtverfahrens muss jeder einzelne Teilbereich für sich in bestmöglicher Genauigkeit gelöst werden. Vor der Problemlösung der Hauptentwicklungspunkte ist die Grundvoraussetzung für das gesamte Verfahren der theoretische Funktionalitätsnachweis der kinematischen Kette zur Bestimmung der Thoraxkinematik. Aus der theoretischen Betrachtung lassen sich die einzelnen Hauptentwicklungspunkte ableiten, die für die Umsetzung des Prinzips der kinematischen Kette auf Realversuchsdaten notwendig sind.

Hauptentwicklungspunkte

- Initialpositionierung: Bestimmung der Anfangsposition des Thorax im Realversuch und Initialpositionierung des Simulationsmodells
- Bewegung: Möglichkeit zur Aufbringung von definierten Bewegungen auf das Simulationsmodell und Bewegungsbewertung zur Bestimmung der Bahnkurvenqualität
- Optimierung: Allgemein gültiger systematischer Zielsuchalgorithmus zur Anpassung der mathematisch modellierten Einflussparameter der Bahnberechnung

3. METHODIK

In diesem Kapitel werden sowohl wichtige Grundlagen und Definitionen behandelt, sowie die in dieser Arbeit verwendete Methodik dargestellt. Ein häufig eingesetztes Messinstrument zur Evaluierung der Verletzungsschwere im Fahrzeugcrash ist der Crashtest Dummy mit der integrierten Sensorik und menschenähnlichem Aufbau. Als Standardentwicklungstools für die Verfahrensentwicklung der Thoraxkinematikbestimmung dienen sowohl standardisierte physische Dummymodelle beispielsweise eines HIII 50% sowie die Systemantwort des identen virtuellen Dummymodells.

3.1 Definition der Koordinatensysteme zur Bewegungsanalyse

Um die Bewegung von Mehrkörpersystemen sowie Messgrößen und Sensorsignale zu beschreiben, wird ein Bezugssystem der jeweiligen Größe benötigt. Dafür werden spezielle Koordinatensysteme definiert, bei denen raumfeste (globale) Koordinatensysteme meist als Bezugssystem für die Bewegung verwendet werden und körperfeste (lokale) Koordinatensysteme dazu dienen, Eigenschaften einzelner Körper zu beschreiben (z.B. Beschleunigungen eines einzelnen Starrkörpers). Eine Übersicht der in dieser Arbeit verwendeten Systeme und deren Ausrichtungen ist in Abbildung 3-1 dargestellt.

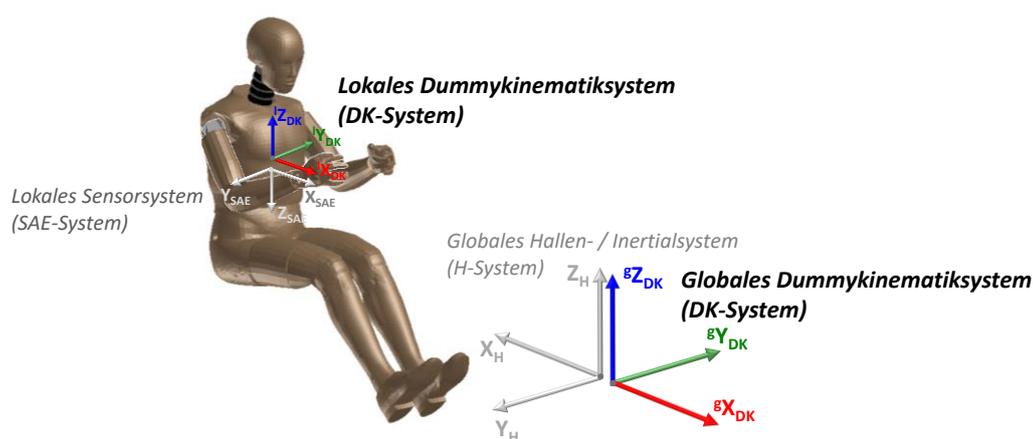


Abbildung 3-1: Festgelegtes allgemeines Dummy-Koordinatensystem als Bezug aller Messgrößen

Globales Hallen-/ Inertialsystem (H-System)

Der Koordinatenursprung des Inertialsystems liegt in einem fix definierten, ortsfesten Punkt der Versuchshalle. Das globale, ortsfeste Hallen – oder Inertialsystem wird als H-System bezeichnet und dient als Output der 3D-Filmanalyse und der daraus bestimmten Starrkörperbewegung, sowie der Eimessung des Versuchsaufbaus durch eine 3D-Oberflächenscan. Die Ausrichtung des Systems wird durch die X_H -Richtung entgegen der Fahrtrichtung beim Frontalcrash nach hinten, der Y_H -Richtung nach rechts und der Z_H -Richtung nach oben definiert.

Lokales Sensorsystem (SAE-System)

Die Ausgabe von Sensordaten erfolgt im SAE Dummy Koordinatensystem nach der SAE J1733 Norm [SAE, 1994]. Dabei handelt es sich um lokale (körperfeste) Systeme der einzelnen Sensoren die im Dummy verbaut sind, um den Bezug der Messsignale herzustellen. Bei dem SAE-System zeigt die positive X_{SAE} -Richtung ausgehend von der Körpermitte des Dummys nach vorne, die Y_{SAE} -Richtung nach rechts und die Z_{SAE} -Richtung nach unten.

Dummy-Kinematik-System (DK-System)

Das globale DK-System ist ein raumfestes System mit dem identen Ursprung des H-Systems für die Bewegungsbeschreibung. Ein lokales DK-System beschreibt ein körperfestes System des Sensors. Das globale DK-System wird mit einem hochgestellten „g“ vor der Richtungsangabe gekennzeichnet, ein lokales DK-System mit einem „l“. Die X_{DK} -Richtung der Achse verläuft anterior, vom der Körpermitte nach vorne in Richtung Nasenspitze (lokal) bzw. in Fahrtrichtung (global), die Y_{DK} -Richtung lateral, seitlich nach links und die Z_{DK} -Richtung nach oben zeigend. Die Verwendung des H-Systems oder SAE-Systems als Bezugssystem wird explizit angeführt, anderenfalls bezieht sich die Bewegung oder die Messgröße immer auf die Ausrichtung des DK-Systems mit dem direkten Bezug auf den Dummy. Die festgelegte verwendete richtungsspezifische Farbkonvention beschreibt Größen in X_{DK} -Richtung in Rot, in Y_{DK} -Richtung in Grün und in Z_{DK} -Richtung in Blau.

3.2 Verwendetes Dummymodell

Der Hybrid III 50 Prozent Male Crashtest Dummy, kurz HIII 50%, ist einer der weit verbreitetsten Frontal Crashtest Dummies. Dessen anthropometrischen Eigenschaften beziehen sich auf den Durchschnittsmann, was bedeutet, dass 50% der Männer kleiner und leichter beziehungsweise größer und schwerer sind. Somit betragen seine Maße 175 Zentimeter und 78 Kilogramm. Haupteinsatzgebiet des HIII 50% ist die Bewertung von Rückhaltesystemen im Frontalcrash, als Standard kommt er unter anderem in den gesetzlichen europäischen ECE-Regulierungen oder in unabhängigen Verbrauchertests wie dem EuroNCAP zum Einsatz. Der HIII 50% ist sowohl als physisches Modell (Hardware) also auch als virtuelles Modell (Software) ausgeführt [Humanetics, 2017a].

3.2.1 Physisches Dummymodell

Abbildung 3-2 zeigt den Aufbau eines HIII 50% und die Hauptkomponenten des Kopf-Nacken-Thorax-Systems.



Abbildung 3-2: Physisches Modell: Aufbau eines Hybrid III 50% (Kopf, Nacken, Torso) [Humanetics, 2017b]

Gekennzeichnete Komponenten können aufgrund ihrer Materialeigenschaften als Starrkörper für die Bewegungsanalyse angenommen werden. Wesentliche Komponenten für die Abbildung der kinematischen Kette sind die Komponenten des Kopfes (starrer Schädel und Sensorplatte), des Nackens (verformbare Nackenelemente, Nackenkabel und Nackenraste) und des Thorax (starre Thoracic Spine und Sensoradapter).

3.2.2 Virtuelles Dummymodell

Die Abbildung des Realdummys als virtuelles Modell geschieht als validiertes, kommerziell erhältliches, Finite Elemente Modell. Der HIII 50% ist auch als numerisches Simulationsmodell erhältlich, wobei im Zuge der Arbeit das PAM Crash Modell FTSS V7.1.1 verwendet wird, dessen Release auf den September 2010 datiert [FTSS, 2010]. Zur Berechnung der Systemantwort des expliziten Finiten Elemente Modells wird der Solver PAM Crash verwendet [ESI Group, 2012]. Das Simulationsmodell setzt sich aus 389 einzelnen Komponenten zusammen mit insgesamt 93230 Elementen und 101556 Knotenpunkten. Die Abbildung des Realdummys als PAM Crash Modell FTSS V7.1.1 geschieht durch 362 unterschiedliche Materialeigenschaften. Das virtuelle Modell beinhaltet die gleichen Komponenten wie der Realdummy, wobei alle in der vorigen Abbildung als Starrkörper gekennzeichneten Bauteile im numerischen Modell ebenfalls als Rigid (Starrkörper) ausgeführt sind.

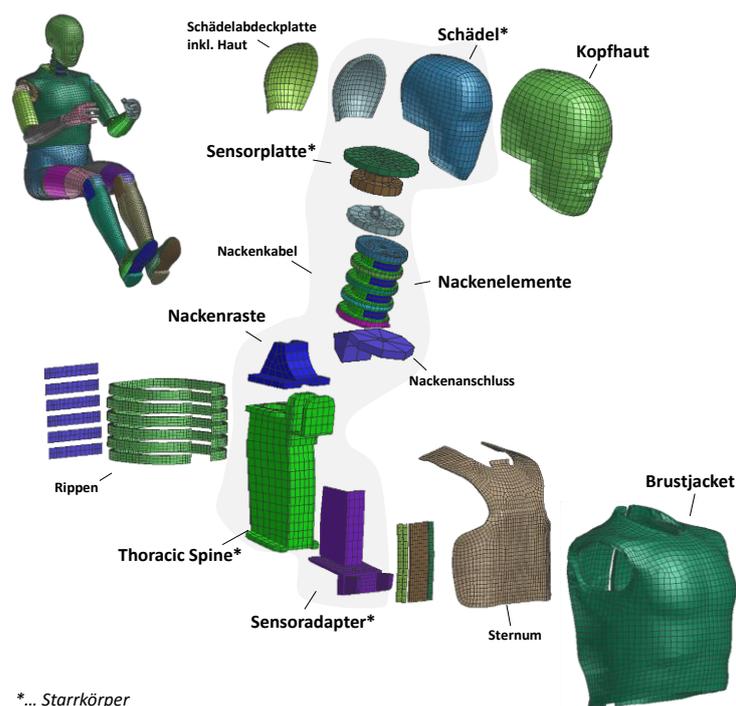


Abbildung 3-3: Virtuelles Modell: Aufbau eines Hybrid III 50% (Kopf, Nacken, Torso) [FTSS, 2010]

3.3 Standardmesstechnik

Generell sind Standardmessdaten als solche zu bezeichnen, die direkt und ausnahmslos bei dem Projektpartner, also bei der Volkswagen AG, bei jedem Realversuch ermittelt werden und für die kein Umrüstaufwand vor der Versuchsdurchführung nötig ist. Die bei dem Projektpartner standardmäßig im Crash Test Dummy verbaute Sensorik eines HIII 50% Crash Test Dummy für den Kopf/Nacken und Thorax ist in Abbildung 3-4 dargestellt. Links ist die verbaute Standardsensorik auf der Sensorplatte des Kopfes und rechts der Sensoradapter der Thoracic Spine abgebildet.

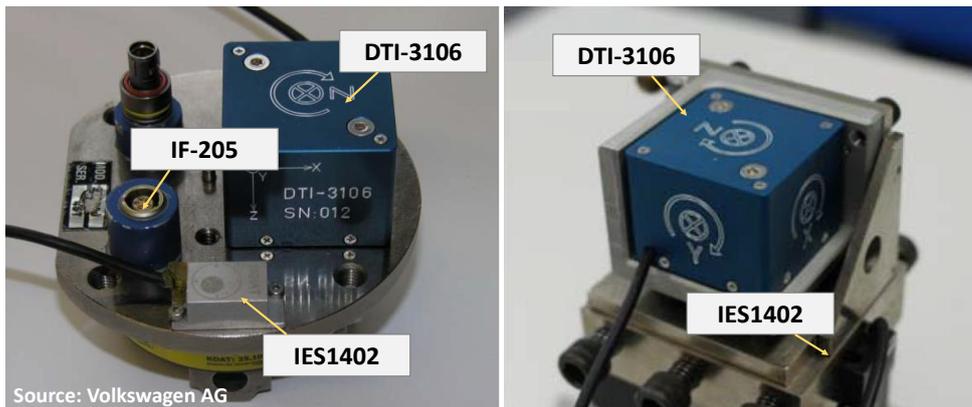


Abbildung 3-4: Elektrische Standardmesstechnik eines HIII 50% Dummies im Kopf/Nacken (links) und Thorax (rechts) mit dem Upgrade eines DTI-3106 Sensorpacks

Auf der Sensorplatte des Kopfes sind 3-Achs-Linearbeschleunigungen, 3-Achs-Winkelgeschwindigkeiten in Form eines Sensorpacks (DTI-3106) und eine Tiltensorik (IES1402) zur initialen Neigungsmessung montiert. Winkelgeschwindigkeitssensoren sind keine Standardinstrumentierung des HIII 50% im Auslieferstand. Das Sensorpack DTI-3106 wurde vom Projektpartner gezielt für die Kinematikanalyse entwickelt, beschafft und eingebaut und wird standardmäßig im operativen Geschäft verwendet. Am Übergang zwischen den Nackenelementen und der Sensorplatte liegt eine 6-Achs-Kraftmessdose der obere Nackenmessstelle (IF-205). Am Sensoradapter der Thoracic Spine ist ebenfalls ein DTI-3106 Sensorpack und ein IES1402 Tiltensor verbaut.

3.3.1 Tiltensorik (IES 1402)

In unterschiedlichen Standards und Regulierungen sind bestimmte Einsitzprozeduren des Crashtest Dummies in den Fahrzeugsitz definiert. Eine Möglichkeit diese Einsitzprozedur im Fahrzeugversuch zu überprüfen, sind die Messwerte der Tiltensorik oder auch Neigungssensorik [IIHS, 2004]. Das Messprinzip eines Neigungswinkelsensors ist meist ein flüssigkeitsbasiertes System und nützt die Eigenschaft von Flüssigkeiten, die sich im Erdschwerefeld immer waagrecht ausrichten. Ein kapazitiver Flüssigkeitssensor misst die Kapazitätsänderung einer dielektrischen Flüssigkeit zwischen zwei senkrecht stehenden Platten in einem halbrunden Gefäß [Löffler F. et al, 2001]. Der Sensor liefert vor der Versuchsdurchführung einen einmaligen Wert und wird kurz vor dem Versuch ausgelesen, um die Initialneigung des Dummies zu kontrollieren. Signaloutput der Tiltensorik sind zwei skalare Winkel die jeweils um die körperfesten X_{SAE} -Achse und Y_{SAE} -Achse, die von der Sensormontagefläche im Bezug zum globalen DK-System (Erdschwerefeld bzw. Hallensystem) gemessen werden. Eine dritte Achse kann aufgrund des angewandten Messprinzips der Tiltensorik nicht erfasst werden. Durch die geringen Abmessungen wird die Unterbringung der Sensorik im Dummy erleichtert, wodurch die Systemantwort des Dummymodells nicht beeinflusst wird. Das Datenblatt des verbauten Sensortyps liefert Aufschluss über mögliche Messgenauigkeiten der Sensorik (siehe Abbildung 3-5).

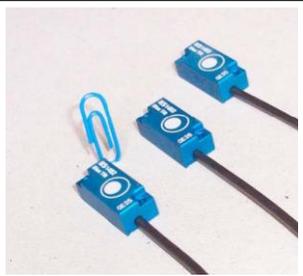
	Measurement Performance	
	Tilt measurement range	+/- 80°
	Tilt measurement resolution	0.1°
	Noise	<0.05° rms
	Tilt repeatability	0.1°
	Nonlinearity	+/- 0.2° or +/- 1% reading
	Temperature induced error	0.1° typ. between 15°C and 35°C under steady state conditions
	Temperature measurement range	0 ...50°C
	Temperature measurement resolution	0.1°C

Abbildung 3-5: IES 1402 Dual Axis Tilt Sensor [Humanetics, 2017a]

Die angeführte Auflösung der Sensorik von 0.1° ergibt eine mögliche maximal Schwankungsbreite des Sensorsignals von 0.05°. Die Wiederholbarkeit derselben Ausgangsmessung kann abhängig vom Auslesezeitpunkt um 0.1° variieren. Eine angeführte Nichtlinearität als Sensorfehler von 0.2° und ein Temperatur indizierter Messfehler von 0.1 ° ergeben zusätzlich mögliche Ungenauigkeiten der Messung. Alle Fehlerquellen der Messungenauigkeiten addiert ergeben eine maximal mögliche Schwankungsbreite und somit eine daraus resultierende Abschätzung der Genauigkeit der Tiltsensorik von 0.45°.

3.3.2 Sensorpack Kopf/Thorax (DTI-3106)

Das DTI-3106 Sensorpack integriert zusätzlich zu den standardmäßig verbauten drei 1-Achs-Beschleunigungssensoren im HIII 50% einen 3-Achs-Winkelgeschwindigkeitssenor. Das Messprinzip der Beschleunigung ist die piezoresistive Messung der Dehnung eines Biegebalkens mit einer seismischen Masse, ein kapazitives Messprinzip führt zur Messung der Winkelgeschwindigkeit [Moser J., 2012], [Reif K., 2010]. Die Konstruktion versucht die Messpunkte der drei einzelnen Beschleunigungssensoren so nahe wie möglich aneinander zu bringen um die drei Einzelrichtungen annähernd im gleichen Punkt zu messen. Dadurch wird der Einfluss von Rotationsbeschleunigungen bei exzentrisch liegenden gemessenen Beschleunigungssensoren gering gehalten. Eine weitere Anforderung ist die Messung der drei Beschleunigungsrichtungen so nahe wie möglich im Kopfschwerpunkt. Bekannte Abstände zum Sensormittelpunkt müssen direkt in die Berechnung der Trajektorie miteinfließen, um möglichst wenig Fehler in der Berechnung der Starrkörperbewegung zu machen. Die Genauigkeit des Sensorpacks ergibt sich aus der Kalibrierengenauigkeit der Sensorik, die bei einem Prozent liegt [Moser J., 2012].

3.3.3 Obere Nackenkraftmessdose (IF-205)

Standardmäßig ist der HIII 50% im oberen Nackenbereich im Übergang zwischen der Kopfsensorplatte und dem Nacken mit einer Kraftmessdose instrumentiert, die Kräfte und Momente in alle drei Koordinatenrichtungen misst [Pitterle C., 2014].

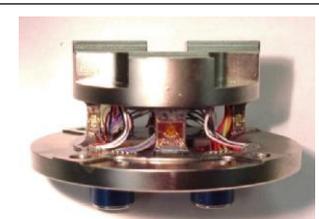
	Measurement Performance	
	Measurement range	
	Fx, Fy	8.9kN
	Fz	13.3kN
	Mx, My, Mz	283Nm
	Nonlinearity	< 1%
	Crosstalk	< 5%
	Hysteresis	< 1%

Abbildung 3-6: IF-205 6 Axis Upper-Neck-Loadcell [Pitterle C., 2014]

Das Messprinzip der Kraftmessdose beruht auf der piezoresistiven Kraftmessung über Dehnmessstreifen und dem Prinzip der Proportionalität zwischen Dehnung und der Umwandlung einer Widerstandsänderung

in einen Spannungswert [Reif K., 2012] [Gevatter H. et al., 2006]. Der Messbereich der IF-205 Kraftmessdose liegt zwischen -8.9kN und +8.9kN in Scherichtung beziehungsweise zwischen -13.3kN und +13.3kN in Zug-Druck-Richtung. Momente können richtungsunabhängig bis zu 283Nm gemessen werden. Die Angabe von maximalen Messfehlern aus den Datenblättern der Sensorhersteller aufgrund einer möglichen Nichtlinearität <1%, Querempfindlichkeiten <5% und Hysterese <1% ergeben eine Abschätzung der maximalen Messgenauigkeit von 7%. Die kritische Zugkraft beim Frontalaufprall unter Euro NCAP liegt bei 2.1kN und 49Nm [Carhs, 2013]. Messungen der Kraftmessdose dieser Größenordnung könnten somit Messgenauigkeit von 147N und 3.4 Nm bedeuten. Bezogen auf den maximalen Messbereich sind Messfehler laut Datenblatt von 931N und 19.8Nm möglich [Pitterle C., 2014]. Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der Messgenauigkeit der Kraftmessdose ist das Prinzip der externen Kräfteberechnung [Sinz W. et al., 2015], [Sinz W. et al., 2010], [Pitterle C., 2014]. Dabei ergeben sich mit Hilfe des Prinzips der externen Kräfteberechnung Kraftmessdosengenauigkeiten von 150N bei einer Maximalbelastung von zirka 800N und 5Nm bei sehr geringen Maximalbelastungen von nur 20Nm. Präzise Aussagen über Genauigkeit sind schwierig zu treffen, da diese sehr stark vom Messbereich und der Belastungsrichtung abhängen. Für weitere Untersuchungen wird daher, ausgehend von alle bekannten Analysen, von Genauigkeiten der Kraftmessdose ausgegangen die bei 200N und 20Nm liegen.

3.3.4 3D Filmanalyse

Die Vorgehensweise in der Kinematikbestimmung über die photogrammetrische Auswertung von Bildsequenzen mit Hilfe von Offboard-Highspeed-Kamerasystemen wurde bereits in Kapitel 2.1.1 erklärt. Durch die Fahrzeugkarosse (B-Säule,...), Interieurteile (Lenkrad,...), Airbags (Frontal-, Seitenairbag) und weitere Störelemente reduzieren sich die verfügbaren Videodaten im Fahrzeugversuch meistens auf nicht zwingend durchgängige Positions- und Orientierungsverläufe des Dummykopfes und die Karosseriebewegung. Somit liegen präzise Videodaten des Kopfstarrkörpers meist in Form von Filmdaten bei T0 als Einmessdaten der Initialposition und partiell während der Bewegung als Kinematikbeschreibung vor. Die 3D Filmanalyse bestimmt unter anderem die Kopfkinematik durch die Erfassung der Targetbewegung, die beidseitig auf der abnehmbaren Vinyl-Kopfhaut angebracht sind. Die Genauigkeit der 3D Filmanalyse über die photogrammetrische Auswertung kann unter anderem durch die Aufnahmegeometrie der zu erkennenden Objekte und der Identifizierbarkeit abgeschätzt werden [Luhmann T., 2010]. Die Aufnahmegeometrie beschreibt die Anzahl an Kamerasystemen, sowie deren relative Positionierung zu dem Objekt, die zeitgleich das idente Target erfassen. Die Identifizierbarkeit beinhaltet die Auflösung der Kamerasysteme, die Größe der Targets, die Detektierungsalgorithmen für die Targets, die Versuchsbedingungen und unter anderem die Kompressionsrate des Filmmaterials [Moser J., 2012]. Durch diese Informationen lassen sich Genauigkeiten für die aus der 3D-Filmanalyse der Targetkinematik bestimmen, die im Fahrzeugversuch unter 5mm liegen [Raguse, 2007].

3.3.5 Zusatzmessungen

Nackenraster

Das Nackenrasterelement ist jenes Bauteil, welches den Nacken mit der Thoracic Spine verbindet und ist sowohl im physischen und im virtuellen Dummymodell abgebildet (siehe Abbildung 3-2 und Abbildung 3-3). Es handelt sich dabei um zwei gegengleich gezackte Bauteile mit denen über Stellschrauben ein gezielter Differenzwinkel zwischen Kopf/Nacken und Thorax eingestellt werden kann (siehe Abbildung 3-7 in der linken Graphik). Eine Verstellung der Nackenrastereinstellung ist dann nötig, wenn die aus gesetzlichen Regulierungen geforderte Ausrichtung des Kopfes aufgrund spezieller Sitzgeometrien nicht erreicht werden kann.

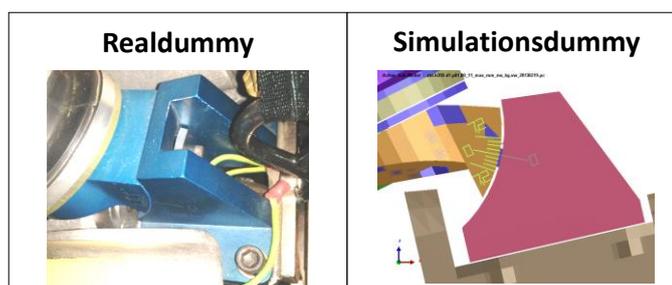
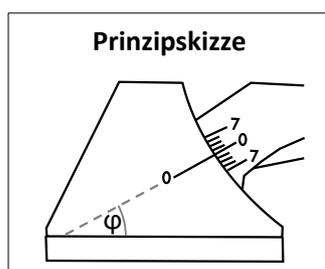


Abbildung 3-7: Darstellung der Nackenraste im Real- und FE-Dummy

Es gibt zwei Möglichkeiten die Einstellung der Nackenraste zu dokumentieren. Einerseits kann die spezielle Stellung der Nackenraste zwischen 0 und 7 oder der Nackenrasterwinkel φ , der zwischen 17° und 33° liegen kann, dokumentiert werden (siehe Prinzipskizze in der Tabelle 3-1). Der Nackenrasterwinkel ist als jener Winkel definiert, der zwischen der aktuellen Nackenrasterstellung und der waagrechten Ebene des Nackenrasteradapters liegt und steht im direkten Zusammenhang mit der Einstellung der speziellen Raste der Nackenstellung. Der Zusammenhang zwischen der speziellen Stellung der Nackenraste und dem Nackenrasterwinkel φ ist in Tabelle 3-1 dargestellt.



Nackenraster	
Stellung	φ lt. Versuchsprotokoll
Max. $-\Delta\varphi$ Raster (7)	17°
3. $-\Delta\varphi$ -Zwischenraste	19°
2. $-\Delta\varphi$ -Zwischenraste	21°
1. $-\Delta\varphi$ -Zwischenraste	23°
Neutrale Stellung (0)	25°
1. $+\Delta\varphi$ -Zwischenraste	27°
2. $+\Delta\varphi$ -Zwischenraste	29°
3. $+\Delta\varphi$ -Zwischenraste	31°
Max. $+\Delta\varphi$ Raster (7)	33°

Tabelle 3-1: Zusammenhang zwischen der spezielle Stellung der Nackenraste und dem Nackenrasterwinkel φ

Zum Beispiel bedeutet eine „Neutrale Stellung“ in der 0-Raste einen Nackenrasterwinkel φ von 25° . Ein Nackenrasterwinkel φ von 31° ergibt eine Nackenrasterstellung in der „3. $+\Delta\varphi$ -Zwischenraste“. Bei dem Nackenrasterwinkel handelt es sich lediglich um eine Angabe der Relativverdrehung um eine lokale Y_{SAE} -Achse zwischen Kopf und Thorax im Drehgelenkspunkt und nicht um Absolutwinkel wie etwa jener Winkel aus der Tiltsensorik oder der 3D Filmanalyse. Die Information über die Nackenrasterstellung ist im Vergleich mit den Videodaten und Tiltsensorikwinkeln die ungenaueste Information über die Initiallage des Crashtest Dummies und liefert nur Informationen über eine Relativverdrehung. Eine wirkliche Genauigkeitsabschätzung ist hier nur schwer möglich. Sind die Winkel von Kopf und Thorax im globalen System aus der Initialpositionierung bekannt, so kann der Nackenrasterwinkel aus der Versuchsdokumentation in weiterer Folge sehr gut als unabhängige Größe zur Ergebnisplausibilisierung der anderen Einmessdaten verwendet werden.

Startgeschwindigkeit

Die Startgeschwindigkeit beziehungsweise die Geschwindigkeit des Fahrzeugs direkt vor dem Crash (bei T_0) wird standardmäßig mittels Lichtschranke gemessen und dokumentiert. Erfolgt zu diesem Zeitpunkt keine Relativbewegung zwischen Dummy und Fahrzeug, so ist die Startgeschwindigkeit des Fahrzeuges jener des

Crashtest Dummies ident. Die Messgenauigkeit der Lichtschranke liegt bei 0.1m/s [Sinz W. et al., 2015], [Moser J., 2012].

Zeitversatz zwischen optischer und elektrischer Messtechnik (OT)

Durch die unterschiedlichen Messsysteme eines Crashversuchs ergibt sich ein Zeitversatz der Messwerte zwischen der optischen und elektrischen Messtechnik, der mittels eines Synchronometers gemessen und dokumentiert wird. Dieser Zeitversatz resultiert aus der unterschiedlichen Aufzeichnungsfrequenz der optischen und elektrischen Messtechnik und hat großen Einfluss auf die Trajektorienbestimmung [Sinz W. et al., 2015].

3.4 Methodenentwicklungsversuche

Um die Funktionalität des Verfahrens nachzuweisen, dienen drei unabhängige Schlittenversuchsreihen, die mit HIII 50% Dummymodellen aber unterschiedlichen Individuen mit den entsprechenden Fertigungstoleranzen durchgeführt werden. Diese Versuchsreihen sind speziell für den Nachweis der Methodenentwicklung für die Bestimmung der Thoraxkinematik konzipiert und sind somit von der Fahrzeugentwicklung losgelöst. Die Versuchsreihen unterscheiden sich durch zwei Versuchskonstellationen, die sich im Wesentlichen durch den Bewegungsablauf des Realdummys während des Versuches unterscheiden. Mit diesen Versuchsreihen wird die gesamte Verfahrensentwicklung durchgeführt.

3.4.1 Allgemeine Versuchsbeschreibung

Bei den Methodenentwicklungsversuchsreihen handelt es sich bei der Versuchsanlage um einen Beschleunigungsschlitten, bei der der Versuchsaufbau vom Stillstand entgegen der Fahrtrichtung beschleunigt wird [Kramer F., 2009]. Auf der Schlittenanlage wird der Dummy auf einem ECE R16-Sitz positioniert, wobei als einziges Rückhaltesystem ein standardmäßig integriertes Gurtsystem fungiert [FEE Fahrzeugtechnik EWG/ECE, 2002]. Dadurch wird der gesamte Dummy zu keinem Zeitpunkt von einer dieser Komponenten verdeckt und ermöglicht die lückenlose Erfassung des Dummys durch die Filmmesstechnik. Abbildung 3-8 zeigt den Versuchsaufbau der Methodenentwicklungsversuche.



Abbildung 3-8: Versuchsaufbau der zwei Versuchskonstellationen der Methodenentwicklungsversuche mit gerader Schlittenplatte (links) und schräger Schlittenplatte (rechts)

Die Versuchsgeschwindigkeit liegt bei allen Versuchen bei etwa 40 km/h. Der Schlittenpuls ist bei allen Versuchen annähernd gleich, stellt jedoch keine Einschränkung für das generelle Verfahren zur Thoraxkinematikbestimmung dar, da jeder einzelne Versuch individuell ausgewertet wird. Durch den am

Schlitten gewählten Lastfall wird der Dummy möglichst gleich wie in der Serienanwendung eingesetzt, um die Übertragbarkeit der Erkenntnisse auf den Fahrzeugversuch zu gewährleisten. Bei den eingesetzten Crashtest Dummies handelt es sich um eine Humanetics 50% male Modell der Hybrid III Familie aus dem operativen Einsatz der Versuchstechnik des Projektpartners (siehe Kapitel 3.2.1). Innerhalb einer Versuchsreihe werden alle Einzelversuche mit dem gleichen Individuum mit dem identischen Aufbau der Dummymodell durchgeföhrt und liefern die in Kapitel 3.3 beschriebenen Standardmessungen. Für den gezielten Einsatz zur Methodenentwicklung wird der Dummy vor der Versuchsdurchföhung der gesamten Serie „modifiziert“. Bei den Dummymodellen werden die Arme, das Brustjacket und drei Rippen entfernt und der gesamte Versuchsaufbau inklusive des Dummymodells mit Marken beklebt. Dadurch ist die 3D Filmanalyse möglich, um in weiterer Folge die objektive Verifizierung und den Qualitätsnachweis der über die Fusion der elektrischen Messtechnik und des FE-Dummymodells bestimmten Thoraxstarrkörpertrajektorie zu ermöglichen. Die Erfassung der Thoracic Spine ist jedoch unter anderem durch umliegende Bauteile aufgrund der eingeschränkten Sichtbarkeit filmtechnisch schwieriger zu erfassen als der Dummykopf. Dies wirkt sich hauptsächlich auf die Genauigkeit der Tiefenrichtung (Y_H -Richtung) der 3D Filmanalyse und der daraus bestimmten Starrkörperbewegung der Thoracic Spine aus. Durch die definierten Randbedingungen der Methodenentwicklungsversuche liegt die Standardabweichung laut Versuchsdokumentation bei der Kopfkinematik bei 2mm und 0.5° und bei 3mm und 1.5° bei der Thoraxkinematik. Weitere Verifizierungsdaten werden bei einer Versuchsreihe in Form eines 3D Oberflächenscans erzeugt, bei dem der Versuchsaufbau inklusive positioniertem Realdummy statisch vor der Versuchsdurchföhung eingescannt und das Koordinatensystem des Oberflächenscans an jenem der 3D Filmanalyse ausgerichtet wird (siehe Abbildung 3-9). Dabei wurde mit einem Handscanner vor dem Versuch eine Punktwolke erzeugt, die markanten Komponenten des Realdummys erfasst und im H-System, ident zur 3D-Filmanalyse, angegeben (Oberfläche Kopfhaut und Rippen).

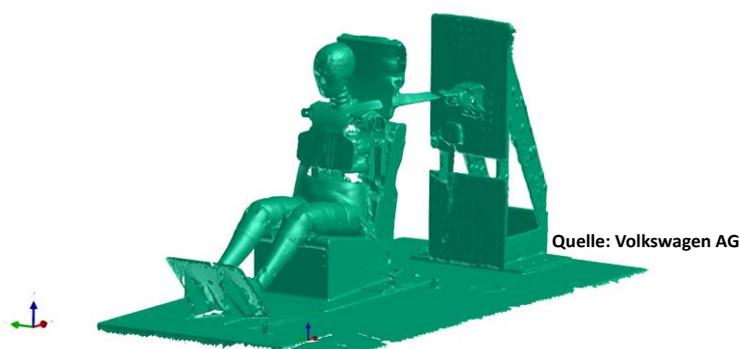


Abbildung 3-9: Oberflächenscan des Versuchsaufbaus eines Methodenentwicklungsversuchs

3.4.2 Versuchsreihe: „Gerade Schlittenplatte“

Die X_H -Ausrichtung der Schlittenplatte bei der Versuchsreihe mit „gerader Schlittenplatte“ entspricht der Beschleunigungsrichtung des Schlittens (siehe linke Prinzipskizze Abbildung 3-10). Durch diese Versuchskonstellation erfolgt die Beschleunigung des Dummys nur in die X-Richtung wodurch sich eine 2D Bewegung des Dummys ergibt, bei der sich die einzelnen Starrkörper nur aufgrund des Gurtsystems geringfügig in die Y-Richtung bewegen.

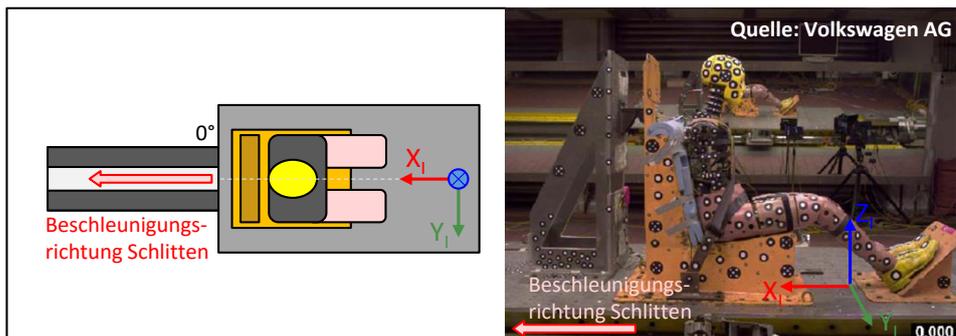


Abbildung 3-10: Methodenentwicklungsversuch am Beschleunigungsschlitten mit ECE Sitz und gerader Schlittenplatte

3.4.3 Versuchsreihe: „Schräge Schlittenplatte“

Bei der Versuchsreihe mit schräger Schlittenplatte erfolgt die Montage der Schlittenplatte und Ausrichtung der X_H -Richtung mit einer Verdrehung von 27° bezogen auf die Beschleunigungsrichtung des Schlittens (siehe linke Prinzipskizze Abbildung 3-11). Daraus ergibt sich eine Dummybeschleunigung, die nicht nur hauptsächlich in einer Bewegung in X_{DK} - und Z_{DK} -Richtung sondern auch in einer Bewegung in Y_{DK} -Richtung und somit einer ausgeprägten 3D-Bewegung resultiert. Die Hauptbewegungsrichtung ist somit die X_{DK} -, Y_{DK} - und Z_{DK} -Richtung.

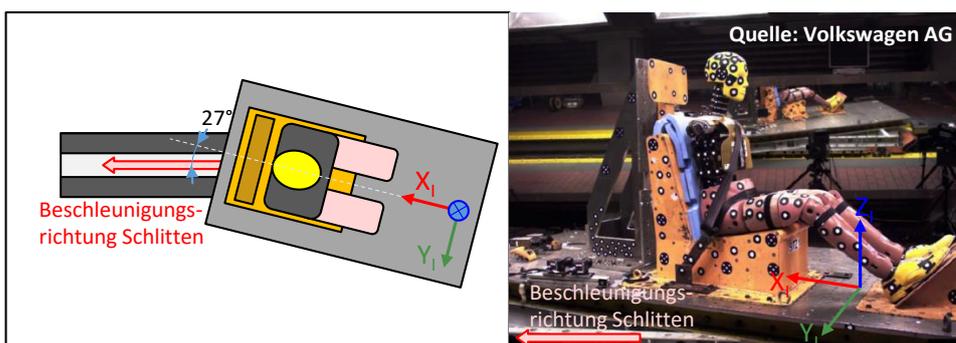


Abbildung 3-11: Methodenentwicklungsversuch am Beschleunigungsschlitten mit ECE Sitz und schräger Schlittenplatte

3.4.4 Versuchsmatrix

Insgesamt wurden vom Projektpartner 12 Methodenentwicklungsversuche aus drei unterschiedlichen Versuchsreihen für die Verfahrensentwicklung zur Verfügung gestellt. Eine Übersicht der Versuchsmatrix mit den vorhandenen Versuchsdaten zu Verfahrensentwicklung und Verfahrensverifikation sind in Tabelle 3-2 zusammengefasst.

Versuchs- bezeichnung	Versuchsdurchführung		Versuchsdaten												
	Schlitten- platte	Versuchs- geschw.	Verfahrensentwicklung											Verfahrensverifikation	
			DTI-3106 Sensorpack		IES1402 Tiltsensorik		IF-205 Kraftmessdose		3D- Filmanalyse	Nacken- raste	OT	Start- geschw.	3D- Filmanalyse	3D- Oberflächen- scan	
Kopf	Thorax	Kopf	Thorax	Oberer Nacken	Kopf	Stellung			Thorax	scan					
G1.1	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
G1.2	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
G1.3	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
G1.4	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
S2.1	27°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
S2.2	27°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
S2.3	27°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
S2.4	27°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
S2.5	27°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	-	TO	TO	1kHz	-		
G3.1	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	stat.	TO	TO	1kHz	stat.		
G3.2	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	stat.	TO	TO	1kHz	stat.		
G3.3	0°	40km/h	20kHz	20kHz	stat.	stat.	20kHz	1kHz	stat.	TO	TO	1kHz	stat.		

- ... Daten nicht vorhanden

Tabelle 3-2: Versuchsmatrix der Methodenentwicklungsversuche

Der erste Buchstabe der Versuchsbezeichnung beschreibt die Versuchskonstellation wobei „G“ für eine gerade Schlittenplatte und „S“ für eine schräge Schlittenplatte steht. Die angefügte Zahl beschreibt die Versuchsreihe, die fortlaufende durch einen Punkt getrennte Zahl den Einzelversuch. Die Bezeichnung „stat.“ bei der Beschreibung der Versuchsdaten des Entwicklungsversuchs bedeutet die statische Bestimmung der Daten, Daten mit der Bezeichnung „TO“ werden einmalig bei TO bestimmt und die jeweilige Anzahl der kHz gibt die Aufzeichnungsrage der Messdaten an. Mit „-“ gekennzeichnete Daten wurden in dem Entwicklungsversuch nicht bestimmt.

3.5 Entwicklungsmethodik

Ausgehend von den vorhandenen Daten, Grundlagen und Definitionen erfolgt die Entwicklung eines Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette. Als erstes erfolgt der theoretische Funktionalitätsnachweis der kinematischen Kette zur Überprüfung der generellen Anwendbarkeit des Prinzips. Anschließend werden mehrere Verfahren zur Modellpositionierung und Bestimmung der Thoraxinitialposition analysiert. Die Verifikation der besten Methode wird durch die Zusatzdaten der Methodenentwicklungsversuche objektiviert (Oberflächen-scan, 3D-Filmanalyse). In den nächsten beiden Kapiteln erfolgt die Bestimmung einer Methode um das Modell der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien aus der elektrischen Messtechnik bestmöglich zu führen und die Qualität der Vorgabetrajektorien zu bewerten. Im anschließenden Kapitel der präzisen Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten erfolgt die Bestimmung und Anwendung eines allgemein gültigen systematischen Zielsuchalgorithmus zur Anpassung der mathematisch modellierten Einflussparameter der Bahnberechnung und zur Bestimmung der präzisen Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette. Die Genauigkeit der Thoraxbahn aus dem Prinzip der kinematischen Kette wird durch den Vergleich mit der Thoraxbahn aus der 3D-Filmanalyse bestimmt. Bis dahin wird jede Methodik anhand eines Versuchs im Detail analysiert. Dazu wird der Versuch G3.1 verwendet, da bei diesem Versuch die meisten Verifizierungsdaten vorliegen (Oberflächen-scan und Nackenraste). Abschließend erfolgen die objektive Verifizierung des gesamten Verfahrens und der Beweis der Stabilität des Verfahrens durch die Anwendung des Verfahrens auf alle vorhandenen 12 Methodenentwicklungsversuche und durch den Vergleich mit den Zusatzdaten aus der 3D-Filmanalyse.

4. HERLEITUNG DER ANFORDERUNGEN AN DAS PRINZIP DER KINEMATISCHEN KETTE

Dieses Kapitel befasst sich mit dem Funktionsnachweis der Bestimmung der Thoraxkinematik durch das Prinzip der kinematischen Kette und dem Beweis, dass dieses für den geforderten Anwendungsbereich theoretisch funktioniert. Dabei erfolgt die Herleitung über zwei unterschiedliche Ansätze, den theoretischen Beweis über die Impulserhaltung eines 2D Ersatzmodells der kinematischen Kette und der Betrachtung der Kopf-Nacken-Thorax Kette als bewegtes Doppelpendel und Reduktion des Nackenmodells auf ein Gelenk mit einer Drehfeder und bekannter Charakteristik. Für den theoretischen Beweis wird immer von Idealbedingungen, wie zum Beispiel von fehlerfreien Messgrößen ausgegangen. Die Voraussetzungen und Anforderungen für die Überführung der theoretischen Betrachtungen in die praktische Umsetzung folgen im Anschluss an den theoretischen Funktionsnachweis.

4.1 Herleitung der Anforderungen über Impuls- und Drallsatz eines 2D Ersatzmodells

Bei dem theoretischen Beweis der Funktionalität der kinematischen Kette über die Impulserhaltung wird der Impuls- und Drall-Satz für ein 2D Ersatzmodell aufgestellt und die Lösbarkeit des Gleichungssystems anhand der Analyse der vorhandenen Messgrößen unter Idealbedingungen untersucht.

4.1.1 Aufbau des 2D Ersatzmodells der kinematischen Kette

Das 2D Ersatzmodell der kinematischen Kette (Kopf-Nacken-Thorax) und die Impulserhaltung für den Kopf und den Thorax sind in Abbildung 4-1 dargestellt. Durch das Freischneiden des Gesamtsystems im Nacken ergeben sich zwei lokale Systeme (Kopf und Thorax). Für jedes System wird der Impuls- und Drall-Satz in einem frei gewählten Punkt des jeweiligen Körpers, unter Berücksichtigung der Summenkräfte aus internen (z.B. Nackenschnittkräften) und externen Kräften (z.B. Gurt- oder Airbagkräfte), aufgestellt. Durch das Aufstellen der dynamischen Grundgleichungen nach Newton und Euler ergeben sich sechs Gleichungen für das Mehrkörpersystem der kinematischen Kette.

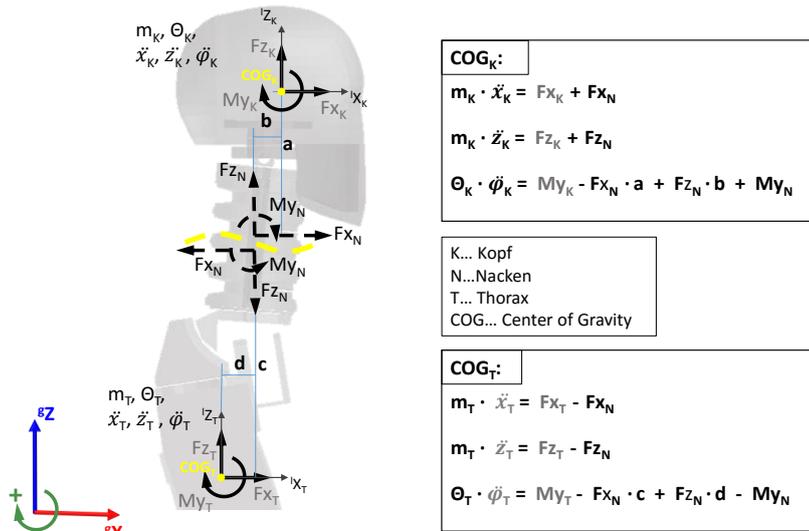


Abbildung 4-1: Mechanisches 2D Ersatzmodell eines Dummys von Kopf-Nacken-Thorax mit dem Impuls und Drall Satz für Kopf und Thorax

4.1.2 Lösbarkeit des Systems

In dem aufgestellten Gleichungssystem in der Abbildung 4-1 sind die Systemgrößen der Massen (m_K , m_T), geometrischen Zusammenhänge (a , b , c , d) und die Trägheitsmomente (Θ_K , Θ_T) bekannt. Des Weiteren werden im theoretischen Beweis die Kopfbewegung (\ddot{x}_K , \ddot{z}_K , $\ddot{\varphi}_K$) und Nackenkräfte und Momente (F_{X_N} , F_{Z_N} , My_N) ebenfalls als fehlerfrei und bekannt angenommen. Die Thoraxbewegung (\ddot{x}_T , \ddot{z}_T , $\ddot{\varphi}_T$) hingegen ist generell nicht bekannt. Weitere sechs Unbekannte ergeben sich aus den Summenkräften und Momenten der einzelnen Starrkörper (grau markiert). Aus sechs Gleichungen ergeben sich somit neun Unbekannte und das Gleichungssystem ist nicht eindeutig lösbar. Wäre die Übergangsfunktion des Nackens und der Zusammenhang zwischen den Nackenkräften und Momenten und der Thoraxbewegung bekannt, ergeben sich drei weitere Gleichungen:

$$\ddot{x}_T = f(F_{X_N}) \tag{4.1}$$

$$\ddot{z}_T = f(F_{Z_N}) \tag{4.2}$$

$$\ddot{\varphi}_T = f(My_N) \tag{4.3}$$

Mit Hilfe dieser Zusatzgleichungen ist das System eindeutig lösbar.

4.2 Herleitung der Anforderungen über kinematische Zwangsbedingungen eines bewegten Doppelpendels

Eine weitere Möglichkeit den Einsatz einer kinematischen Kette für die Bestimmung der Thoraxkinematik theoretisch zu beweisen, ist die vereinfachte Abbildung des Kopf-Nacken-Thoraxsystems des Dummys als bewegtes Doppelpendel, mit kinematischen Zwangsbedingungen und die Reduktion der mechanischen Eigenschaften des Nackens auf ein Gelenk und eine Drehfeder. Dabei wird in diesem Kapitel als Erstes auf den Aufbau des Doppelpendels und die kinematischen Zusammenhänge eingegangen und danach der Zusammenhang zwischen der Kinematik von Kopf und Thorax und dem Nackenmoment der Drehfeder diskutiert. Der Nachweis erfolgt dabei nicht nur theoretisch durch die formeltechnische Herleitung, sondern auch praktisch anhand generischer Daten für den 2D Fall, der aber keine Einschränkungen darstellt.

In einem ersten Schritt wird das Nackenmoment dazu verwendet, um bei bekannter Kopfk kinematik (Realbedingungen), unter bekannten geometrischen Zusammenhängen und bekannter Charakteristik der Drehfeder auf die Thoraxkinematik zu schließen. In einem zweiten Schritt wird das Nackenmoment unter bekannter Kinematik von Kopf und Thorax bestimmt (Idealbedingungen). Bei identem Nackenmoment im zweiten Schritt muss die Thoraxkinematik beider Varianten ident sein.

4.2.1 Aufbau des Doppelpendels als Ersatzmodell für die kinematische Kette

Das Ersatzmodell der kinematischen Kette von Kopf-Nacken-Thorax ist durch ein Gelenk aufgebaut, die durch zwei masselose, nicht verformbare Stäbe mit definierten Längen miteinander verbunden sind. Jeder Körper wird dabei durch einen Massepunkt ersetzt, die mechanischen Eigenschaften des verformbaren Nackens werden durch eine spezielle Charakteristik einer Drehfeder abgebildet ($c_{(M, \Delta\alpha_N)}$). Die Funktion $c_{(M, \Delta\alpha_N)}$ gibt den Zusammenhang zwischen dem Nackendifferenzwinkel zur Ausgangslage und dem daraus resultierenden Nackenmoment durch die Drehfeder an. Das System wird nur in einer Ebene (X-Z) betrachtet (siehe Abbildung 4-2).

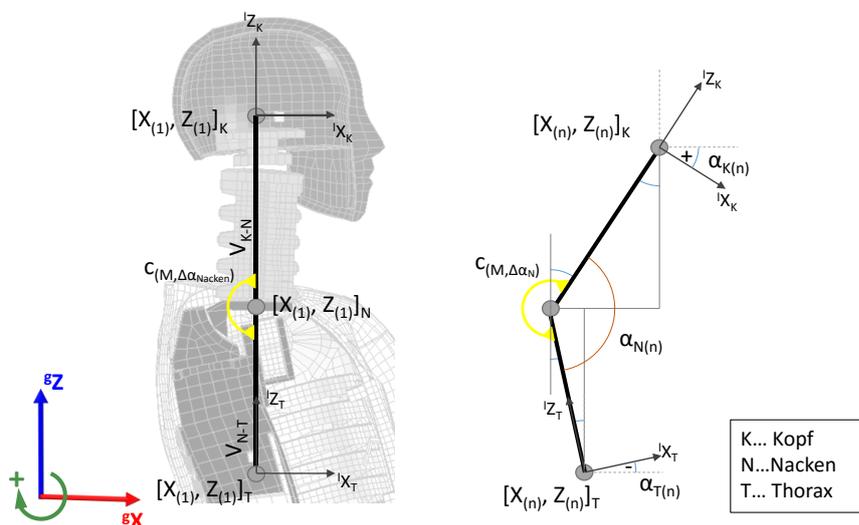


Abbildung 4-2: Aufbau und kinematische Zusammenhänge des Doppelpendels als Ersatzmodell der kinematischen Kette Kopf-Nacken-Thorax

Aus den kinematischen Zusammenhängen des Doppelpendels ergibt sich die Position des Nackengelenks $[X_{(n)}, Z_{(n)}]_N$. Dabei kann die exakte Position des Nackengelenks aus der Position und Orientierung des Kopfsystems und dem Abstandsvektor zwischen dem Kopf und dem Nacken mit folgender mathematischer Formulierung bestimmt werden:

$$X_{N(n)} = X_{K(n)} + V_{K-N} \cdot \sin \alpha_{K(n)} \tag{4.4}$$

$$Z_{N(n)} = Z_{K(n)} + V_{K-N} \cdot \cos \alpha_{K(n)} \tag{4.5}$$

Eine weitere Möglichkeit die Position des Nackengelenks zu bestimmen ist die Verwendung des Thorax als Ausgangspunkt:

$$X_{N(n)} = X_{T(n)} + V_{T-N} \cdot \sin \alpha_{T(n)} \tag{4.6}$$

$$Z_{N(n)} = Z_{T(n)} + V_{T-N} \cdot \cos \alpha_{T(n)} \tag{4.7}$$

Herleitung der Anforderungen an das Prinzip der kinematischen Kette

Der Zusammenhang der Orientierungen des Kopf und Thoraxsystems und dem Öffnungswinkel des Nackengelenks ergibt sich durch:

$$\alpha_{N(n)} = 180 - \alpha_{K(n)} + \alpha_{T(n)} \quad (4.8)$$

Die relative Nackenverdrehung ergibt sich mit:

$$\Delta\alpha_{N(n)} = \alpha_{N(n)} - \alpha_{N(1)} \quad (4.9)$$

Für den theoretischen Funktionsnachweis wird eine mathematische Formulierung der mechanischen Eigenschaften der Drehfeder als Ersatzmodell für den Nacken angenommen. Diese spezielle Charakteristik definiert den Zusammenhang zwischen dem relativen Öffnungswinkel des Nackens und somit der Relativverdrehung der Drehfeder und dem von der Drehfeder erzeugten Nackenmoment. Der generische gewählte mathematische Zusammenhang wird definiert mit:

$$M_{(n)} = 0.03 \cdot \Delta\alpha_{N(n)}^2 \quad (4.10)$$

Der Faktor 0.03 und die quadratische Funktion sind frei gewählt. Der Verlauf dieser generischen Charakteristik der Nackendrehfeder ist für einen Bereich des relativen Drehwinkels von +90° bis -90° in Abbildung 4-3 dargestellt.

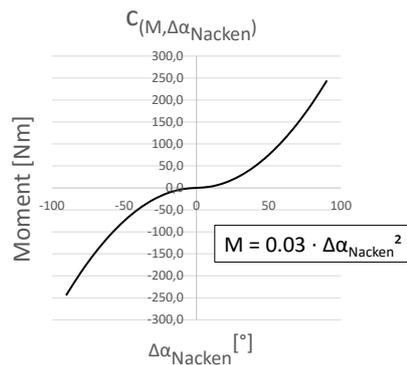


Abbildung 4-3: Generische Charakteristik und mathematische Funktion $c_{(M, \Delta\alpha N)}$ der Nackendrehfeder als Ersatzmodell des Nackenmodells

4.2.2 Bestimmung der Thoraxkinematik bei bekannter Kopfkinematik und Nackenmoment

In einem ersten Schritt werden die Kopfkinematik und das Nackenmoment als bekannt angenommen (Ansatz der realen Randbedingungen). Die bekannten (in grün dargestellt) und gesuchten Größen (in rot dargestellt), sowie der Verlauf der Bewegung und die Werte der bekannten Größen sind in Abbildung 4-4 dargestellt. Bekannte Größen sind die Koordinaten und die Orientierung des Kopfes und das Nackenmoment, sowie die Länge der Abstandsvektoren zwischen dem Kopf und dem Nacken und zwischen dem Nacken und dem Thorax, sowie der Drehwinkel des Nackengelenks am Anfang der Bewegung.

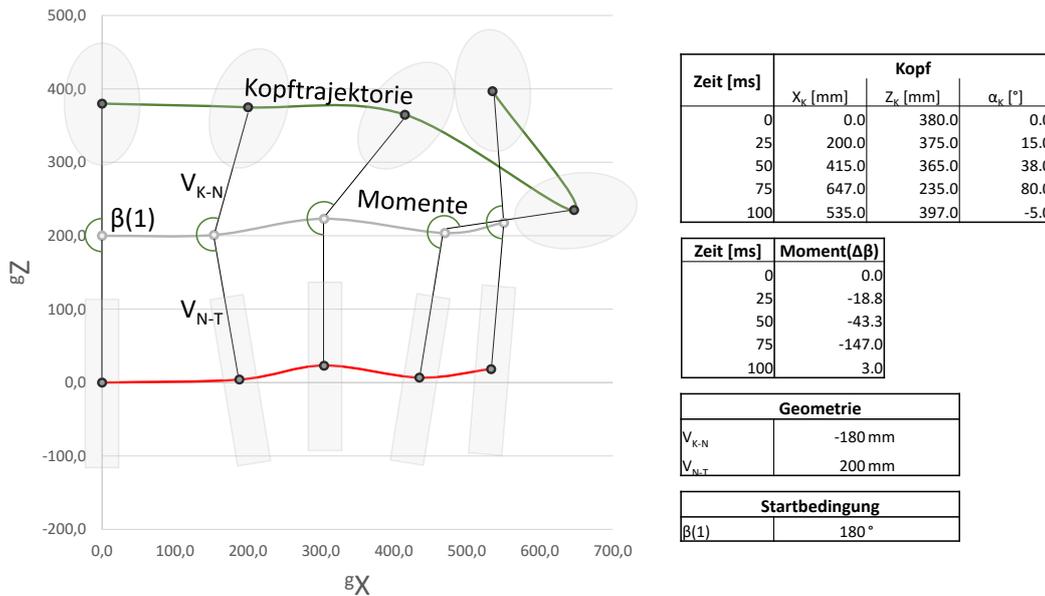


Abbildung 4-4: Verlauf der generischen Kinematik und bekannte Größen zum theoretischen Beweis der kinematischen Kette durch das Ersatzmodell eines Doppelpendels über die bekannten Kopfkinematik, Nackenmoment, Geometrie und Startbedingung

Aus (4.9) und (4.10) kann aus dem Verlauf des Nackenmoments und der Startbedingung der Nackenverdrehung mit

$$\alpha_{N(n)} = \alpha_{N(1)} + \sqrt{\frac{M(n)}{0,03}} \tag{4.11}$$

die Nackenverdrehung berechnet werden (dargestellt in Abbildung 4-5).

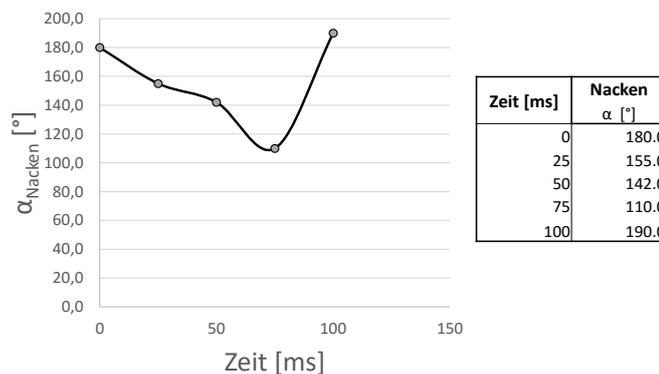


Abbildung 4-5: Verlauf und Werte der Nackenverdrehung berechnet aus der generischen Kopfkinematik, dem Nackenmoment und der bekannten Charakteristik der Nackendrehfeder

Aus (4.8) ergibt sich durch Umformen der Gleichung folgendes Gleichungssystem:

$$\alpha_{T(n)} = \alpha_{K(n)} + \alpha_{N(n)} - 180 \tag{4.12}$$

Daraus erfolgt die Berechnung der Thoraxorientierung aus dem Kopfwinkel und der Nackenverdrehung. Formel (4.4), (4.5), (4.6), (4.7) und (4.12) dienen als Grundlage zur Aufstellung der Gleichungssysteme zur Bestimmung der Thorax Koordinaten.

Herleitung der Anforderungen an das Prinzip der kinematischen Kette

$$X_{T(n)} = X_{K(n)} + V_{K-N} \cdot \sin \alpha_{K(n)} - V_{T-N} \cdot \sin \alpha_{T(n)} \quad (4.13)$$

$$Z_{T(n)} = Z_{K(n)} + V_{K-N} \cdot \cos \alpha_{K(n)} - V_{T-N} \cdot \cos \alpha_{T(n)} \quad (4.14)$$

Durch Einsetzen der Werte der Kopfkinematik, der Abstandsvektoren und der berechneten Thoraxorientierung aus der Nackenverdrehung kann mit (4.13) und (4.14) die Thoraxtrajektorie des Ersatzmodells des bewegten Doppelpendels berechnet werden (siehe Abbildung 4-6).

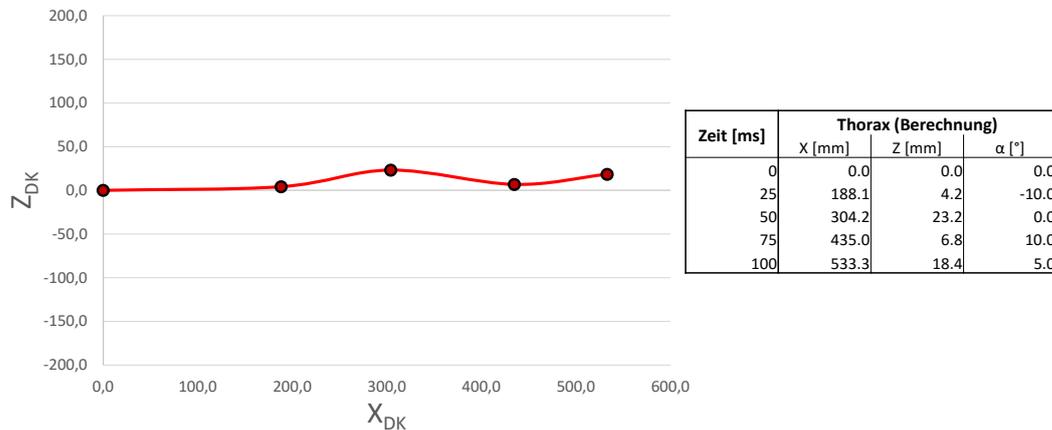


Abbildung 4-6: Verlauf und Werte der Thoraxtrajektorie berechnet aus der generischen Kopfkinematik, dem Nackenmoment und der bekannten Charakteristik der Nackendrehfeder

4.2.3 Bestimmung der Nackenmomente bei bekannter Kinematik von Kopf und Thorax

Ausgehend von einer bekannten Kinematik von Kopf und Thorax ergibt sich die eindeutige Position und Lage des Nackengelenks (Ansatz der idealen Randbedingungen). Dadurch kann bei bekannter Funktion $c_{(M, \Delta\alpha_N)}$ der Drehfeder das Moment bestimmt werden. Die generische Kinematik von Kopf und Thorax ist in Abbildung 4-7 dargestellt und entspricht in etwa der Kinematik eines Dummys bei einem Frontalcrash, definiert durch eine Vorverlagerungs- und Reboundphase. Dabei zeigt die linke Graphik den Verlauf der Trajektorien von Kopf und Thorax (bekannte Größen: in Grün dargestellt) und die Nackendrehfeder (unbekannte Größe: in Rot dargestellt), wobei Umriss der Starrkörper von Kopf und Thorax sowie deren Ausrichtung ebenfalls graphisch angedeutet werden. Die rechte Tabelle beinhaltet konkrete Werte bestimmter Koordinaten und die Orientierung von Kopf und Thorax.

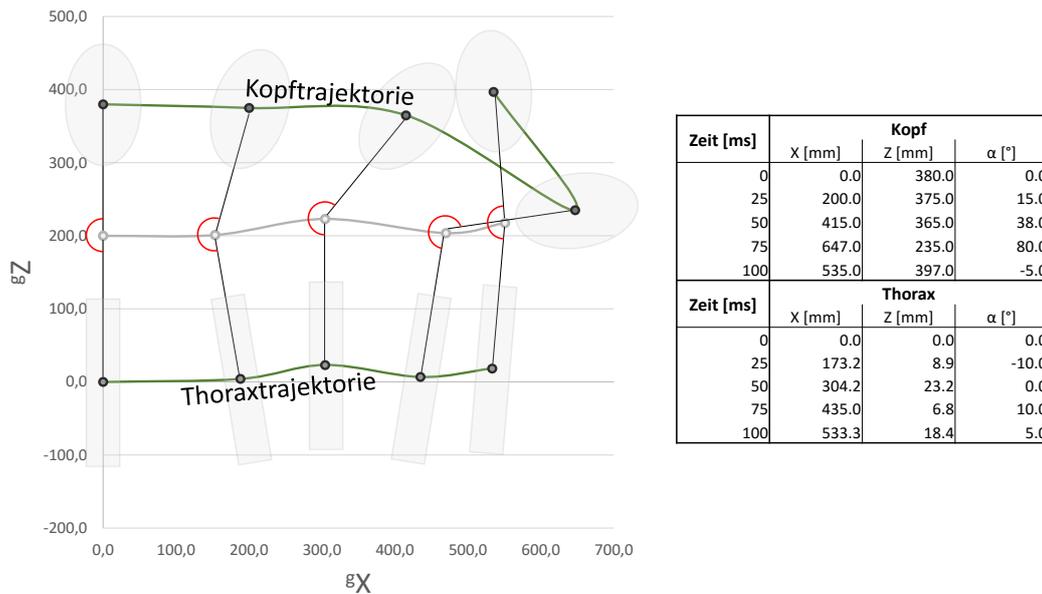


Abbildung 4-7: Generische Kinematik von Kopf und Thorax bei unbekanntem Nackenmoment für den theoretischen Beweis der kinematischen Kette durch das Ersatzmodell eines Doppelpendels

Mit den bekannten Größen der Kopf und Thoraxorientierung wie sie in der Tabelle der Abbildung 4-7 dargestellt sind und dem in (4.8) definierten kinematischen Zusammenhang der kinematische Kette ergibt sich mit (4.9) die Relativedrehung im Nackengelenk. Der zeitliche Verlauf und die Werte der berechneten Nackenrelativverdrehung ist in Abbildung 4-8 dargestellt.

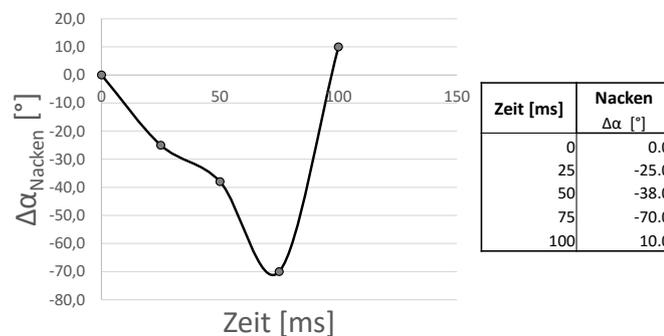


Abbildung 4-8: Verlauf und Werte der relativen Nackenverdrehung aufgrund der definierten generischen Kinematik von Kopf und Thorax durch die kinematische Zusammenhänge des Doppelpendels

Aus den Werten der relativen Nackenverdrehung ergeben sich unter Verwendung der mathematischen Funktion zur Definition der Charakteristik der Nackengelenksdrehfeder aus (4.10) die Werte und der Verlauf des Nackenmomentes, dargestellt in Abbildung 4-9.

Herleitung der Anforderungen an das Prinzip der kinematischen Kette

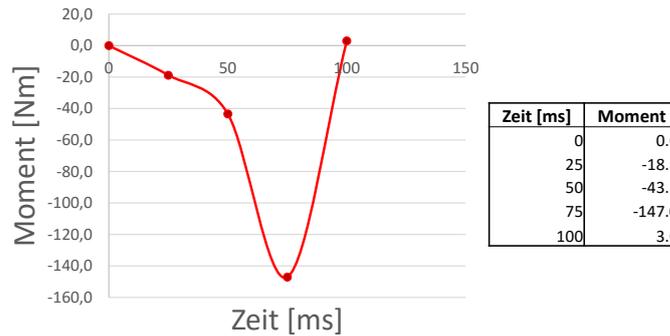


Abbildung 4-9: Verlauf und Werte des Nackenmomentes der Drehfeder aufgrund der definierten generischen Kinematik von Kopf und Thorax durch die kinematische Zusammenhänge des Doppelpendels

Der Verlauf und die Werte des Nackenmoments sind dabei ident zu dem bekannten Nackenmoment aus Kapitel 4.2.2.

4.2.4 Vergleich des Zusammenhangs zwischen Nackenmoment und Thoraxtrajektorie

Die berechnete Thoraxtrajektorie bei bekanntem Nackenmoment aus Kapitel 4.2.2 und der Vergleich zur bekannten Thoraxtrajektorie aus Kapitel 4.2.3 ist in Abbildung 4-10 dargestellt.

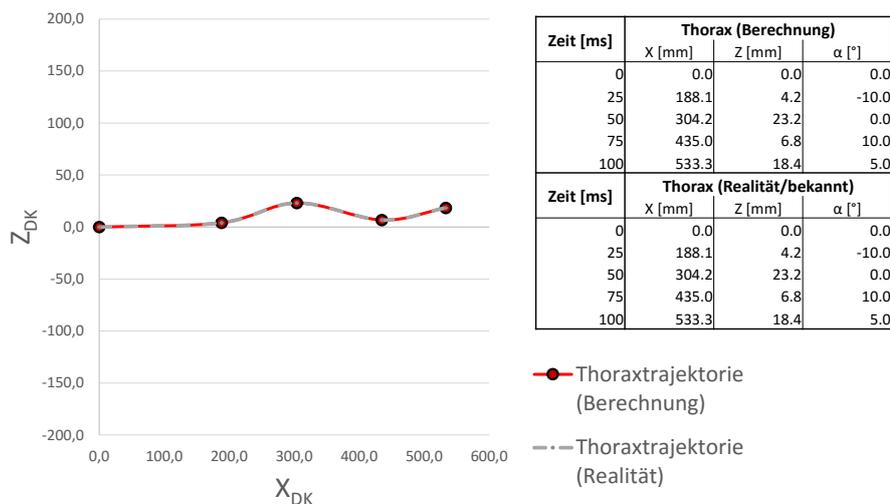


Abbildung 4-10: Berechnete Thoraxkinematik aus der generischen Kopfk kinematik, dem Nackenmoment und der bekannten Charakteristik der Nackendrehfeder und definierten geometrischen Zusammenhängen im Vergleich zur bekannten Thoraxkinematik

Wird die Thoraxtrajektorie aus der Kopfk kinematik und dem Nackenmoment der Drehfeder mit Hilfe der bekannten Drehfedercharakteristik, geometrischer Zusammenhänge und Initiallage des Nackens berechnet (Kapitel 4.2.2), so ergibt sich die idente Thoraxtrajektorie (Thorax (Berechnung): in Rot dargestellt), die für die Bestimmung des Nackenmoment (Thoraxtrajektorie (Realität: in Grau-Strichliert dargestellt)) verwendet wurde (Kapitel 4.2.3). Somit kann durch die Kopfk kinematik und dem Nackenmoment unter der Voraussetzung einer bekannten mechanischen Nackeneigenschaft, Geometrie und Initiallage, durch die kinematische Kette Kopf-Nacken-Thorax eindeutig auf die Thoraxkinematik geschlossen werden.

4.3 Anforderungen der theoretischen Betrachtung an die praktische Umsetzung

Die Möglichkeiten zur Umsetzung der Betrachtungen aus Kapitel 4.1 und 4.2 in die Praxis und somit auf Realdaten erfolgt in diesem Kapitel. Aus Kapitel 4.1 in Kombination mit Kapitel 3.3 geht hervor, dass alle benötigten Messgrößen aus dem Realversuch hervorgehen. Um das Gleichungssystem der kinematischen Kette in Abbildung 4-1 eindeutig zu lösen sind jedoch Zusatzinformationen über den Zusammenhang zwischen den Nackenkräften und Momenten und der Thoraxbewegung nötig. Kapitel 4.2.2 zeigt, dass bei dem Ersatzschaubild der kinematischen Kette durch ein bewegtes Doppelpendel über die Kopfk kinematik und das Nackenmoment und das Vorhandensein von Zusatzinformationen (Charakteristik Nackendrehfeder, Geometrie, ...) eindeutig auf die Thoraxbewegung geschlossen werden kann.

Aus dem theoretischen Beweis der Funktionalität der kinematischen Kette zur Bestimmung der Thoraxkinematik ergeben sich folgende Voraussetzungen für die Umsetzung der theoretischen Betrachtung:

- Die Initiallage der kinematischen Kette ist bekannt.
- Die Kopfk kinematik aus dem Realversuch ist in einer hohen Genauigkeit vorhanden.
- Die Nackenkräfte und Momente aus der elektrischen Messtechnik liegen aus dem Realversuch in der für die Bewegungsanalyse benötigten Genauigkeit vor.
- Die geometrischen Zusammenhänge der kinematischen Kette werden in ausreichender Genauigkeit abgebildet und sind bekannt.
- Die mechanischen Eigenschaften des Nackenmodells als Übergangsfunktion zwischen dem Kopf und dem Thorax sind bekannt beziehungsweise bilden jene des Realdummys für die Bewegungsanalyse in ausreichender Genauigkeit ab und liefern den eindeutigen Zusammenhang zwischen der Kopf- und Thoraxbewegung und den Nackenkräften und Momenten.

Die Kopfk kinematik des Realversuchs als benötigte Voraussetzung kann mit der bereits vorgestellten SimbaV Methode durch die Fusion elektrischer und optischer Messtechnik ermittelt werden. Dabei können Kopftrajektorien mit Genauigkeiten von maximal 8mm aus dem Realversuch bestimmt werden [Sinz W. et al., 2015]. Deren Genauigkeit kommt besondere Bedeutung zugute, da die Kopfk kinematik als Ausgangsbasis für die Thoraxkinematik über die kinematische Kette dient. Die Abstrahierung des Nackens im Ersatzmodell erfolgt im Doppelpendel durch eine Drehfeder deren Charakteristik in der theoretischen Betrachtung durch einen simplen mathematischen Zusammenhang definiert wurde. In der Realität besteht das Nackenmodell aus mehreren verformbaren Gummielementen, deren mechanische Eigenschaften nichtlinear, geschwindigkeits- und richtungsabhängig sind und generell als sehr komplex angesehen werden können. Daher wird für die sowohl geometrische als auch mechanische Abbildung des Realdummys als virtuelles Modell ein kommerziell erhältliches, validiertes Finite Elemente Modell mit einem hohen Detaillierungsgrad verwendet, was die Definition der Materialeigenschaften und die Vernetzung der einzelnen Bauteile und somit der Anzahl an Elementen betrifft. Kommerziell erhältliche Simulationsmodelle eines realen Crashtest Dummys werden durch aufwändige Spezialversuche validiert. Der Fokus liegt dabei aber in der Wiedergabe biomechanischer Kennwerte und nicht zur Verwendung des Modells zur präzisen Bewegungsanalyse. Vorlage in der geometrischen Abbildung des Simulationsmodells sind dabei präzise Einmessungen und Oberflächenscans einzelner Komponenten von Realdummys. Wichtig sind dabei die geometrischen Abweichungen zwischen dem Realdummy und dem virtuellen Modell, aber auch die geometrischen Unterschiede der einzelnen Individuen innerhalb der Fertigungstoleranzen. Das virtuelle Simulationsmodell

Herleitung der Anforderungen an das Prinzip der kinematischen Kette

des Realdummy spielt in der Bewegungsbestimmung des Thorax über die kinematische Kette eine wesentliche Rolle und muss folgende Anforderungen bestmöglich erfüllen:

- Das Simulationsmodell bildet den Realdummy mit der für die Bewegungsanalyse benötigten Qualität ab (bestmögliche geometrische und mechanische Übereinstimmung).
- Das Simulationsmodell reagiert sensitiv auf geringe Bewegungsänderungen (Änderungen der Bahnkurve im Millimeterbereich spiegeln sich in der Systemantwort wieder).

In dem Funktionsnachweis wird gezeigt, dass das Prinzip der kinematischen Kette zur Bestimmung der Thoraxkinematik theoretisch möglich ist. Eine Umsetzung des Prinzips in die Realität mit realen Messdaten und unter Verwendung eines virtuellen Ersatzmodells des Nackens ist aufgrund der vielen unbekannteten Einflussfaktoren jedoch fraglich und wird in den folgenden Kapiteln behandelt.

5. INITIALPOSITIONIERUNG DER KINEMATISCHEN KETTE

In diesem Kapitel wird die Bestimmung der Thoraxinitialposition durch die Positionierung des Simulationsmodells behandelt. Die Bestimmung der Initialposition ist der erste Schritt des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung, um das Simulationsmodell vor der Bewegung bestmöglich zu positionieren und um eine absolute Bahnkurve im globalen, raumfesten Koordinatensystem mit Bezug auf den Ursprung des Hallenkoordinatensystems (H-System der 3D Filmanalyse) zu bestimmen. Der Crashtest Dummy wird grundsätzlich lastfallabhängig immer nach definierten Abläufen und unter festgelegten Regeln positioniert, um aus mehreren Versuchen vergleichbare Aussagen zu erhalten und den Abgleich mit der Simulationsprognose zu ermöglichen. Die Initialposition eines einzelnen Realdummys im Versuch kann aufgrund folgender Punkte bei der Positionierung des Dummys vor der Versuchsdurchführung variieren und ist versuchsabhängig [IIHS, 2004]:

- Geometrische Unterschiede zwischen verschiedenen Individuen innerhalb der Fertigungstoleranzen
- Einmess- und Positionierungstoleranzen sowie Unterschiede der beteiligten Bauteile (Sitz, Sitzschaum) in der Einsitzprozedur des Realdummys

Die Initialpositionierung reduziert sich im Anwendungsfall der kinematischen Ketten zur Thoraxkinematikbestimmung auf den Starrkörper Dummykopf, die verformbaren Übergangselemente des Nackens und der als Starrkörper ausgeführten Thoracic Spine. Unterschiedliche Ursachen können Ungenauigkeiten in der Initialpositionierung zwischen Real- und Simulationsdummys hervorrufen:

- Geometrische Unterschiede einzelner Komponenten zwischen Real- und FE-Dummy
- Messfehler und Ungenauigkeiten der Daten aus dem Realversuch zur Positionierung des FE-Dummys
- Abweichungen der Sensorpositionen und Messachsenorientierung im Realdummy zu jenen im FE-Dummy

In diesem Kapitel erfolgt am Beginn die Aufschlüsselung notwendiger Modellmodifikationen (Abgleich der Sensorpositionen, ...) und die Analyse der Einmessdaten. Anschließend werden ausgehend von den speziellen Anforderungen an das Verfahren zur Modellpositionierung der kinematischen Kette verschiedene Verfahren analysiert und bewertet. Das am besten geeignete Verfahren wird für den speziellen Einsatz angepasst und die Anwendbarkeit durch die Positionierung mit Realdaten überprüft. Um die erreichbare Genauigkeit zu bestimmen wird die ermittelte Dummyposition (Kopf, Thorax) mittels unabhängiger Zusatzmessung eines Oberflächenscans des Versuchsaufbaus und der präzisen Thoraxinitialposition über die photogrammetrische Einmessung der Videoanalyse objektiviert.

5.1 Modell, Einmessdaten und Messsysteme

Eine wichtige Randbedingung der Initialpositionierung ist die Geometrie des Simulation- und Realdummys. In diesem Kapitel werden die Modellmodifikation zur einfacheren Verifizierung der Initialpositionierung und die Analyse der vorhandenen Einmessdaten als notwendige Voruntersuchungen zur Initialpositionierung beschrieben.

5.1.1 Modellmodifikation

Für die Entwicklung einer Prozedur zur Bestimmung der Initialposition des Realdummys und der anschließenden Übertragung auf das PAM Crash Modell FTSS V7.1.1 des HIII 50% wird das Simulationsmodell des Gesamtdummys für bessere Vergleichsmöglichkeiten entsprechend des Realdummys in den Methodenentwicklungsversuchen abstrahiert. Die Extremitäten des Modells werden entfernt. Ebenso wird in dem Initialpositionierungsmodell kein Brustjacket und die 2., 4. und 5. Rippe entfernt. Somit ist das numerische Modell, was die Dummy Komponenten anbelangt, ident zum reduzierten Realdummy des Versuchs (Vergleich siehe Abbildung 5-1).

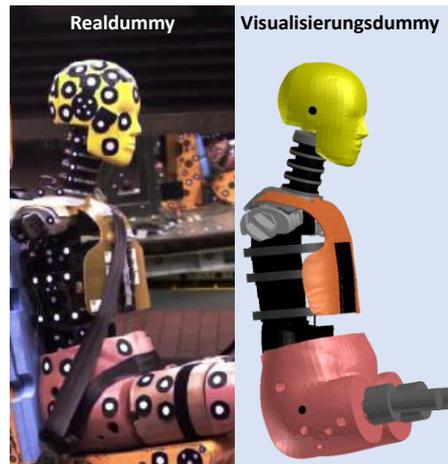


Abbildung 5-1: Vergleich der Einzelkomponenten des Realdummys aus dem Prinzipversuch und dem generierten Visualisierungsdummy zur Verifikation der Initialpositionierung

Die Modifikationen des Simulationsmodells haben keinen Einfluss auf die Initialpositionierung und führen zu keinen Einschränkungen für den Einsatz im Fahrzeug, da bei der Initialpositionierung nur der Kopf und die Thoracic Spine positioniert werden. Die Sensorbezugspunkte und die Ausrichtung der einzelnen Messsysteme im Simulationsmodell werden durch die Daten aus einer präzisen Einmessung der Sensorik eines Realdummys definiert. Dafür wurde ein Individuum zerlegt und die Messpunkte der Sensorik im Kopf und Thorax in Bezug auf eindeutig definierte Bezugspunkte vermessen, die auch im Simulationsmodell abgebildet sind.

5.1.2 Einmessdaten

Einmessdaten Versuch G3.1

Bei dem Methodenentwicklungsversuch G3.1 ergeben sich standardmäßig erfasste Einmessdaten, die in Tabelle 5-1 ersichtlich sind. Es sind dies die gleichen Messwerte, die auch im Fahrzeugversuch vorhanden sind. Die Angaben der Messwerte beziehen sich immer auf die Ausrichtung des DK-Systems und werden aus dem H-System der Filmanalyse und dem SAE-System der elektrischen Messtechnik in ein einheitliches Koordinatensystem umgerechnet.

Einmessdaten Versuch G3.1

Kopf (3D-Filmanalyse)				Nacken (Nackentraste)		Thorax (Tiltensorik)	
DSx=	-1182.4mm	ANx=	0.3°	ANx=	0.0°	φ=	25°
DSy=	-690.3mm	ANy=	13.8°	ANy=	11.5°	Stellung:	0
DSz=	991.3mm	ANz=	-2.5°				
							ANx= -0.8°
							ANy= 0.1°

Tabelle 5-1: Standardeinmessdaten des Methodenentwicklungsversuchs G3.1

Die präzise 3D Position und Orientierung des Kopfes ergibt sich aus der Filmeinmessung und resultiert aus der 3D Filmanalyse der Kopftargets bei T0. Hauptrotationsachse aus der 3D Filmanalyse ist die ${}^B Y_{DK}$ -Achse mit einem Kopfwinkel von 13.8° . Im Fahrzeugversuch erfolgt die Positionierung des Dummys auf eine Zielorientierung des Kopfes bei 0° . Diese, für die Sitzposition im Vergleich zum Fahrzeugversuch eigentlich untypische Kopforientierung, resultiert aus der Versuchskonstellation der Entwicklungsversuche mit dem ECE-Sitz, stellt für die Verfahrensentwicklung aber keine Limitierung dar. Die 25° Nackentrasterwinkel geben Aufschluss über die Einstellung des Nackentrasters. Schlussendlich komplementieren die beiden Tiltensorikwinkel vom Kopf und Thorax die Standardeinmessdaten.

Stabilität der Einmessdaten (Tiltensorik/Videowinkel)

Aus dem Datenblatt der Tiltensorik, gezeigt in Kapitel 3.3.1, ergibt sich ein Schätzwert des Messfehlers von 0.45° . Die photogrammetrische Einmessung liefert die Starrkörperorientierung des Kopfes mit einer Genauigkeit von 0.5° und die Orientierung des Thorax mit einer Genauigkeit von 1.5° (siehe Kapitel 3.3.4). Durch die angegebene Messgenauigkeit beider Einmesssysteme und das redundante Vorhandensein beider Messgrößen in den Methodenentwicklungsversuchen kann auf die Stabilität der Messdaten geschlossen werden. Input der Analyse liefern die Werte der 12 Methodenentwicklungsversuche aus den drei durchgeführten Versuchsreihen die bereits in Kapitel 3.4 beschrieben wurden. Tabelle 5-2 beinhaltet dafür die Messdaten der Tiltensorik und der 3D Filmeinmessung, jeweils um die X- und Y-Messachse im DK-System, von der Kopfsensorplatte und der Thoracic Spine, sowie Genauigkeitsangabe der Messdaten und die Differenz der unterschiedlichen Messwerte. Liegt die Differenz beider Einmesswerte des gleichen Starrkörpers im identen Versuch innerhalb des Genauigkeitsbereichs der einzelnen Systeme, ergeben sich „stabile“ Einmessdaten des dazu verwendeten Einmessverfahrens. Außerhalb der Genauigkeitsschranke sind die Werte zueinander nicht plausibel (Rot markiert).

Versuch	Kopf-Sensorplatte					
	Rotation X-Achse			Rotation Y-Achse		
	Tilt	Video	Δ rotX	Tilt	Video	Δ rotY
G1.1	-1.10 +/-0.45°	-1.80 +/-0.50°	-0.70	10.80 +/-0.45°	10.00 +/-0.50°	-0.80
G1.2	-0.10 +/-0.45°	-0.90 +/-0.50°	-0.80	11.20 +/-0.45°	10.50 +/-0.50°	-0.70
G1.3	-1.80 +/-0.45°	-2.50 +/-0.50°	-0.70	10.20 +/-0.45°	10.10 +/-0.50°	-0.10
G1.4	-1.90 +/-0.45°	-2.60 +/-0.50°	-0.70	11.40 +/-0.45°	10.90 +/-0.50°	-0.50
S2.1	1.90 +/-0.45°	1.70 +/-0.50°	-0.20	8.50 +/-0.45°	8.30 +/-0.50°	-0.20
S2.2	1.80 +/-0.45°	1.70 +/-0.50°	-0.10	14.60 +/-0.45°	14.30 +/-0.50°	-0.30
S2.3	1.80 +/-0.45°	1.10 +/-0.50°	-0.70	7.60 +/-0.45°	7.20 +/-0.50°	-0.40
S2.4	2.00 +/-0.45°	2.00 +/-0.50°	0.00	9.90 +/-0.45°	9.40 +/-0.50°	-0.50
S2.5	0.90 +/-0.45°	0.70 +/-0.50°	-0.20	9.90 +/-0.45°	9.40 +/-0.50°	-0.50
G3.1	0.00 +/-0.45°	0.30 +/-0.50°	0.30	11.50 +/-0.45°	13.80 +/-0.50°	2.30
G3.2	0.20 +/-0.45°	0.40 +/-0.50°	0.20	12.90 +/-0.45°	15.10 +/-0.50°	2.20
G3.3	-0.20 +/-0.45°	-0.20 +/-0.50°	0.00	14.30 +/-0.45°	16.40 +/-0.50°	2.10
\emptyset -Versuche	0.38			0.88		
Versuch	Thoracic Spine					
	Rotation X-Achse			Rotation Y-Achse		
	Tilt	Video	Δ rotX	Tilt	Video	Δ rotY
G1.1	-0.40 +/-0.45°	-1.40 +/-1.50°	-1.00	0.50 +/-0.45°	0.50 +/-1.50°	0.00
G1.2	0.10 +/-0.45°	-0.40 +/-1.50°	-0.50	1.00 +/-0.45°	0.90 +/-1.50°	-0.10
G1.3	-1.10 +/-0.45°	-1.70 +/-1.50°	-0.60	1.00 +/-0.45°	1.10 +/-1.50°	0.10
G1.4	-1.20 +/-0.45°	-2.00 +/-1.50°	-0.80	1.20 +/-0.45°	1.20 +/-1.50°	0.00
S2.1	2.60 +/-0.45°	1.80 +/-1.50°	-0.80	-0.80 +/-0.45°	-0.30 +/-1.50°	0.50
S2.2	2.10 +/-0.45°	1.00 +/-1.50°	-1.10	4.10 +/-0.45°	4.80 +/-1.50°	0.70
S2.3	2.10 +/-0.45°	0.70 +/-1.50°	-1.40	-2.10 +/-0.45°	-1.80 +/-1.50°	0.30
S2.4	2.80 +/-0.45°	1.50 +/-1.50°	-1.30	-0.40 +/-0.45°	-0.20 +/-1.50°	0.20
S2.5	1.60 +/-0.45°	0.60 +/-1.50°	-1.00	-0.50 +/-0.45°	-0.30 +/-1.50°	0.20
G3.1	-0.80 +/-0.45°	-0.70 +/-1.50°	0.10	0.10 +/-0.45°	1.70 +/-1.50°	1.60
G3.2	-0.30 +/-0.45°	-0.20 +/-1.50°	0.10	1.50 +/-0.45°	2.50 +/-1.50°	1.00
G3.3	-0.90 +/-0.45°	-0.70 +/-1.50°	0.20	2.70 +/-0.45°	3.20 +/-1.50°	0.50
\emptyset -Versuche	0.74			0.43		
\emptyset				0.59		

Tabelle 5-2: Vergleich redundanter Initialwinkel-Einmesssysteme (Videoeinmessung / Tiltsensorik)

Eine Analyse der redundanten Einmessdaten ergibt, dass 45 der 48 vorhandenen Werte innerhalb der bekannten Einmessgenauigkeit der einzelnen Verfahren liegt, 94% der Einmessungen liefern somit stabile und plausible Werte. Auffälligkeiten beider Einmesssysteme ergeben sich in den Einmessdaten der Kopf-Sensorplatte um die ${}^B Y_{DK}$ -Achse in der dritten Versuchsreihe (rot markiert). Dort weichen die Einmesswinkel aus der Tiltsensorik um zirka 2° systematisch über die gesamte Versuchsreihe von jenen der 3D-Filmeinmessung ab und liegen weit außerhalb der Messgenauigkeit beider Einmesssystemen (+/-0.95° bei addierter Messgenauigkeit der Tiltsensorik und 3D-Filmeinmessung). Inklusive der drei Ausreißer weichen die Beträge der Einmesswinkel aus der Tilt im Mittel um 0.59° von der 3D-Filmeinmessung ab. Beide Verfahren zur Einmessung der Dummyinitiallage scheinen versuchsübergreifend stabil zu funktionieren, was den Einsatz der Daten zur Initialpositionierung des Simulationsmodells rechtfertigt.

5.2 Anforderungen und Problemstellungen des Positionierungsprinzips

Die Initialpositionierung umfasst die bestmögliche Positionierung von Kopf und Thorax mit den Standardeinmessdaten. In der Initialpositionierung sollen die Einmessdaten aus dem Realversuch, für jeden Versuch einzeln, direkt auf das Dummymodell übertragen werden. Dabei muss die Positionierung mit lediglich jenen Daten durchgeführt werden, die standardmäßig im Versuch erfasst werden und wie sie für den Versuch G3.1 bereits angeführt wurden (siehe 5.1.2). Wichtig ist dabei die Bestimmung der Kopf- und Thoraxinitialposition als Ausgangspunkt der Kinematikbestimmung und die bestmögliche Positionierung des Simulationsmodells der kinematischen Kette.

5.2.1 Bestimmung der Kopfinalposition

Zur Bestimmung der Kopfinalposition und Orientierung steht im Standardfahrzeugversuch die präzise Einmessung der 3D-Filmanalyse und somit alle 6 Freiheitsgrade des Starrkörpers zur Verfügung. Die Genauigkeit dieser Information liegt im Fahrzeug bei unter 5mm [Raguse K., 2007] [Sinz W. et al., 2015], in den Methodenentwicklungsversuchen können diese mit einer Standardabweichung von +/-2mm fehlerbehaftet sein (siehe Kapitel 3.4). Die Orientierung des Kopfes ist bei den Methodenentwicklungsversuchen auf 0.5° genau bestimmbar. Mit diesen Daten kann der Dummykopf der kinematischen Kette eindeutig positioniert werden.

5.2.2 Bestimmung der Thoraxinitialposition

Die Initialposition des Thorax kann im Standardfahrzeugversuch nicht über die 3D Filmanalyse bestimmt werden und muss somit rein aus Standardmessdaten (siehe Kapitel 3.3) und geometrischen Zusammenhängen des Simulationsmodells mit dem Realdummy ermittelt werden. Die einzige Angabe einer Absolutposition ist der Kopfschwerpunkt. Somit muss ein Verfahren entwickelt werden, welches ausgehend von der Kopfposition über die Orientierung des Kopfes und der Orientierung der Thoracic Spine die Initialposition des Thorax bestimmt. Neben der allgemein fehlenden Information über die Thoraxinitialposition, fehlt in den Tiltsensorikwerten auch die Information über die Initialorientierung des Thorax um die Z_{DK} -Achse. Das Fehlen der Thoraxrotation um die Hochachse wird in einem ersten Ansatz durch die Annahmen einer vernachlässigbaren Verdrillung des Nackens umgangen. Bei einer geringen Torsion des Nackens aufgrund des Eigengewichts, einer vernachlässigbaren Alterung der Nackenelemente oder einer sehr geringen erzwungenen Vorverdrehung durch die Einsatzprozedur, die keinen Einfluss auf die Initialpositionierung hat, kann der Initialwinkel des Thorax um die Z_{DK} -Achse von der Kopf Einmessung übernommen werden. Die Gültigkeit dieser Annahme ergibt sich aus der Genauigkeit des Verfahrens zur Initialpositionierung des Simulationsmodells mit den Versuchsdaten. Das Positionierungsverfahren muss somit die Geometrie des Simulationsmodells ausnutzen um die Thorax Initialposition zu bestimmen. Diese ergibt sich durch die Vorgabe der Kopfposition und Orientierung und der Vorgabe der Thoraxorientierung unter Berücksichtigung der Geometrie des Simulationsmodells. Somit hängt die Bestimmung der Initialposition stark von der geometrischen Modellierungsgüte des Simulationsmodells, dem Geometrieunterschied einzelner Individuen und der Genauigkeit der Einmessdaten ab, um das initialpositionierte Modell als kinematische Kette für die Thoraxkinematikbestimmung zu verwenden.

5.3 Methoden zur Initialpositionierung

Aufgrund von Fertigungstoleranzen und anderen Einflussfaktoren kann es zu mehr oder weniger großen Unterschieden in der Initialposition kommen. Um diese Abweichungen und Einflüsse zu minimieren wird der Dummy in der Insassensimulation typischerweise vorab bestmöglich wie im Realversuch positioniert [Lin M., 2014]. Diese Problemstellung kann auch für die Kinematikbestimmung unter Zuhilfenahme eines Dummy-Simulationsmodells übernommen werden.

Es gibt mehrere Möglichkeiten den Simulationsdummy zu positionieren:

- Kinematische Gelenkpositionierung: Positionierung (Translation und Rotation) basierend auf vordefinierten kinematischen Gelenken des Simulationsmodells
- Gezieltes Anfahren der Initialposition: Gezieltes Anfahren einer Zielposition (Position und Orientierung) einzelner Dummykomponenten entlang vorgegebener Trajektorien
- Gleichgewichtslage im Beschleunigungsfeld: Nutzen eines aufgebrauchten Beschleunigungsfeldes für das Erreichen der statischen Gleichgewichtslage des Dummys
- Nutzen der Information der kinematischen Kette zur Modellpositionierung: Positionieren des numerischen Modells basierend auf dem Prinzip der kinematischen Ketten bei bestmöglicher Übereinstimmung der Nackenkräfte und Momente bei der gezielten Bewegungsvorgabe aus dem Realversuch

Diese Möglichkeiten zur Initialpositionierung eines Simulationsmodells unterscheiden sich hinsichtlich vier Hauptkriterien im Hinblick auf die spezielle Problematik der Bestimmung der Thoraxkinematik über eine kinematische Kette und können anhand dieser bewertet werden. Die Reihenfolge der Aufzählungspunkte entspricht dabei auch der Priorisierung der einzelnen Kriterien beginnend mit der höchsten Priorisierung:

- Vorhandensein aller benötigter Daten: Um die Methodik zur Modellpositionierung durchzuführen und die Thoraxinitialposition zu bestimmen sind eine entsprechende Anzahl von Daten notwendig.
- Erreichbarkeit der Zielposition und Orientierung von Kopf und Thorax: Durch das Verfahren zur Initialposition kann eine definierte Position und Orientierung von Kopf und Thorax erreicht werden und die Einmessdaten können auf das Simulationsmodell übertragen werden.
- Nackenverspannung: Das Verfahren verursacht Nackenverspannungen durch eine erzwungene Initialposition und führt dadurch zu einer Beeinflussung der Nackenkräfte und Momente die als Zielgröße der Optimierung zur Bewegungsbestimmung dienen.
- Abbildung der Nackenkrümmung: Die Initialpositionierung ermöglicht die Abbildung der Nackenkrümmung die im Realversuch unter anderem durch das Eigengewicht des Dummys, einer möglichen Alterung des Nackens oder aus der Einsitzprozedur resultiert.
- Zusätzlicher Simulationsaufwand: Das Verfahren zur Initialpositionierung erfordert zusätzlichen Simulationsaufwand, der die Gesamtauswertedauer der Auswertung zur Kinematikbestimmung verlängert und dadurch den Einsatz des Gesamtverfahrens im Serienentwicklungsprozess beeinflusst.

5.3.1 Kinematische Gelenkpositionierung

Bei der Positionierung über vordefinierte Gelenke können beispielsweise in dafür geeigneten Softwareapplikationen (Preprocessing) einzelnen Gelenksrotationen auf dem Dummy aufgebracht werden [Stahlschmidt S. et al., 2014]. Bei der Initialpositionierung über die kinematische Gelenkpositionierung sind zwei Komponenten von wesentlicher Bedeutung. Die erste Komponente ist das im Modell vordefinierte Gelenk. Im Dummymodell werden sogenannte kinematische Gelenke oder Fakejoints verwendet, welche zwei Körper miteinander verbinden, die sich im Gelenk zueinander verdrehen können. Dabei wird die Rotation durch die Verdrehung des Koordinatensystems des ersten Körpers relativ zum Koordinatensystem des zweiten Körpers unter definierten Drehvorschriften realisiert. Die Drehung der Körper geschieht in PAM Crash über Kardanwinkel. Die Drehreihenfolge wie sie unter PAM-Crash erfolgt ist X-Y-Z mit mitgedrehten, körperfesten Achsen [ESI Group, 2012]. Die zweite wichtige Komponente in der Gelenkpositionierung ist

das Positionierungsfile, das Informationen über die nachgeschalteten Drehreihenfolgen der angehängten Komponenten enthält. Bei der Gelenkpositionierung des HIII 50% Dummies des PAM Crash Modell FTSS V7.1.1 erfolgt die Drehreihenfolge beziehungsweise die Positionierungsreihenfolge der beteiligten Komponenten immer ausgehend vom H-Punkt, von „unten“ nach „oben“ zum Dummykopf hin. Der Ablauf der Dummy-Positionierung über die im Modell vorhandenen und für den Anwendungszweck der Kopf- und Thoraxpositionierung relevanten Gelenke ist in Abbildung 5-2 in der linken Graphik ersichtlich. Als erstes erfolgt die Rotation des H-Punkt Gelenks, wodurch das gesamte Modell um alle drei Achsen verdreht wird (Pelvis samt Torso, Nacken und Kopf). Dabei lässt sich die Orientierung des Brustkorbes und somit jene des Thorax einstellen. Als zweite 3D-Drehung erfolgt die Rotation des Nackens. Dabei bleibt der Pelvis und Torso unverändert, Nacken und Kopf werden im unteren Teil des Nackens im Gelenk, welches die Nackenraste des Realdummys abbildet, verdreht. Dadurch lässt sich die Kopforientierung des numerischen Modells beispielsweise an jene aus der Einmessung des Realversuchs anpassen. Anschließend kann der gesamte Dummy translatorisch verschoben werden.

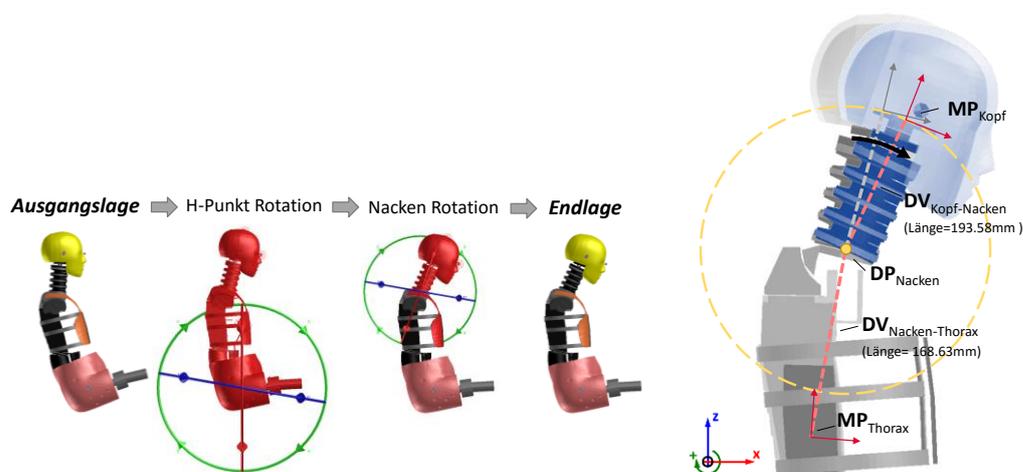


Abbildung 5-2: Ablauf der Positionierung von Kopf und Thorax des Simulationsmodells über relevante vordefinierte Gelenke (rechts) und Drehpunkt und Drehvektoren bei der Gelenkpositionierung von Kopf und Thorax (links)

Bei der kinematischen Gelenkpositionierung erfolgt die Positionierung durch die Verdrehung auf definierten Kreisbahnen (siehe rechten Graphik der Abbildung 5-2). In dieser Graphik sind die Messpunkte (MP) von Kopf und Thorax abgebildet, sowie der Drehpunkt (DP) im Nacken, der durch das kinematische Gelenk definiert ist. Dadurch werden die Drehvektoren beziehungsweise Abstandsvektoren definiert. Der Abstandsvektor zwischen Kopf und Nacken hat eine Länge von 193,58 mm und bestimmt den Radius der Kreisbahn auf der sich der Kopf bei einer ebenen Drehung im Nacken relativ zum nicht bewegten Thorax bewegen kann. Die genaue Position von Kopf und Thorax können dadurch nicht getrennt voneinander beliebig eingestellt werden.

Fazit

Der Vorteil des Verfahrens der kinematischen Gelenkpositionierung ist das nicht benötigte zusätzliche Simulationsdauer, die Möglichkeit einen Teil der Einmessdaten präzise auf dem Dummy zu übertragen, die verspannungsfreie Positionierung des Dummymodells und das Vorhandensein aller benötigten Daten. Bei der Positionierung über vordefinierte kinematische Gelenke erfolgt die Positionierung in Abhängigkeit von der Dummygeometrie und das Positionieren nur auf Kreisbahnen über immer gleichbleibende Rotationsvektoren. Eine Abbildung der Nackenkrümmung ist nicht möglich. Orientierungen einzelner Körper können gezielt aufgebracht werden, eine gezielte Positionsvorgabe ist nur in einem Punkt möglich

(Bsp. Kopf), nicht aber von zwei aneinanderhängenden Körpern (Bsp. Kopf-Thorax). Dies stellt in der speziellen Problematik der Anwendung der kinematischen Ketten aber keine Limitierung dar, da die Thoraxinitialposition im Allgemeinen aus dem Versuch ohnehin nicht bekannt ist. Ist die Nackenkrümmung im Realdummy vernachlässigbar erfüllt die kinematische Gelenkpositionierung alle Anforderungen in Bezug auf die spezielle Anwendung der kinematischen Kette und der dafür benötigten Initialpositionierung des Simulationsmodells.

5.3.2 Gezieltes Anfahren der Initialposition

Eine weitere Variante den Dummy positionieren zu können, ist das Anfahren von definierten Positionen und Orientierungen über gezielte Bewegungsvorgaben, bei der einzelne Starrkörper getrennt voneinander geführt werden. Die einzelnen Starrkörper die positioniert werden sollen (Kopf, Thorax), können dabei durch definierte Trajektorien auf eine gewünschte Zielposition und Orientierung gezogen werden. Die Zielposition und Orientierung sind die Standardeinmessdaten aus Kapitel 3.3 beziehungsweise aus Kapitel 5.1.2 des Versuchs G3.1. Der Kopf des Simulationsmodells kann dabei auf die Position und Orientierung der 3D-Filmanalyse gezogen werden, wodurch alle sechs Freiheitsgrade dieses Starrkörpers definiert sind. Beim Thorax sind mit der Orientierung nur drei Freiheitsgrade bekannt (siehe Kapitel 5.2.2). Eine gezielte Positionierung auf eine definierte Thoraxposition ist aufgrund der fehlenden Information aus der Standardeinmessung nicht möglich. Für den Funktionstest des Positionierungsverfahrens über das gezielte Anfahren der Initialposition (siehe Abbildung 5-3) wird die Thoraxorientierung auf einer Kreisbahn ident zur Gelenkpositionierung angefahren, ohne ein kinematisches Gelenk zu verdrehen, um den Unterschied beider Verfahren direkt vergleichen zu können.

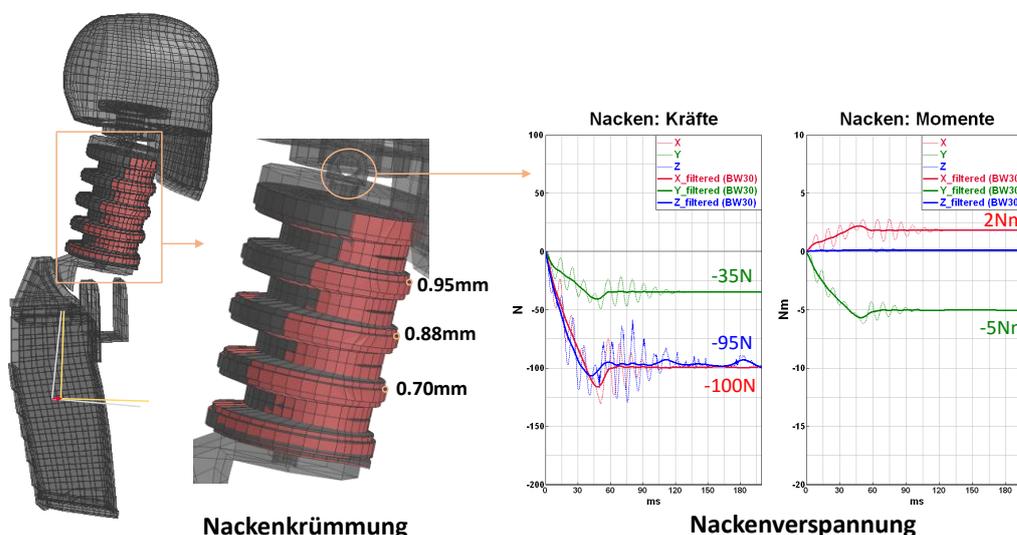


Abbildung 5-3: Gezieltes Anfahren der Kopfinalposition und Orientierung und Thoraxorientierung, Vergleich der Nackenkrümmung und Darstellung der Nackenverspannung durch die erzwungene Initialposition

In Abbildung 5-3 ist das grau dargestellte Simulationsmodell über kinematische Gelenke positioniert, das in Rot dargestellten Modell (nur Nacken) wurde über ein gezieltes Anfahren der Initialposition und Orientierung positioniert. Ein Vergleich der Krümmung der Nackenelemente zeigt den geringen geometrischen Einfluss durch das gezielte Anfahren der Initialposition im Vergleich zur kinematischen Gelenkpositionierung. Analysiert wird dabei die Differenz der Position von drei Punkten des Nackens im vorderen Bereich, die durchgehend unter einem Millimeter liegen und daher eine sehr geringe

Nackenkürmung bedeuten. Durch das gezielte Anfahren der Initialpositionen kommt es zu einer Nackenverspannung durch die Nackenkürmung. Die größten Kräfte ergeben sich mit etwa 100N in X- und Z- Richtung, was auf eine hauptsächliche Verdrehung um die Y-Achse zurückzuführen ist (größtes Moment um Y_{DK} -Achse) und zeigt die Sensitivität des Nackens auf Unzulänglichkeiten einer geometrischen Übereinstimmung (erzwungene Nackenkürmung). Bei der Positionierung kommt es zu keinem Moment um die lokale Z-Achse (DK-System), da die Orientierung des Thorax um die Z_{DK} -Achse aus der Kopforientierung übernommen wird. Durch die resultierende Nackenverspannung kommt die Messung der Kraftmessdose des Simulationsmodells bei der Initialpositionierung durch das gezielte Anfahren der Initialposition und Orientierung von Kopf und Thorax bereits am Beginn in einen falschen Bereich der Nackenmodellbelastung und somit zu einem falschen Ergebnis.

Fazit

Durch das gezielte Anfahren einer Initialposition kann jede Position und Orientierung eines Körpers realisiert werden, unabhängig wie viele Körper positioniert werden müssen. Dabei kommt es aber zu Verspannungen der verformbaren Komponenten, die zwischen den positionierten Körpern liegen. Im Fall der Positionierung der kinematischen Kette ist dies eine nicht vorhandene Nackenverspannung. Die Abbildung der Nackenkürmung aus dem Realversuch ist dabei aber möglich, jedoch unter zusätzlichem Simulationsaufwand. Ein gezieltes Anfahren der Thoraxinitialposition ist außerdem nicht möglich, da diese Information im Realversuch generell nicht vorliegt.

5.3.3 Gleichgewichtslage im Beschleunigungsfeld

Eine weitere Möglichkeit das Simulationsmodell zu positionieren, ist das Abbilden der Anfangsbedingung des Realversuchs in der Simulation. Das bedeutet das Simulieren der Gleichgewichtslage des Dummys unter Einwirkung eines Beschleunigungsfeldes in einem Fahrzeugsitz. Die Positionierung über eine Vorsimulation hat jedoch den Nachteil, dass ein validiertes Sitzmodell vorhanden sein muss, ist aber eine oft verwendete Prozedur in der Insassensimulation und zielt auch auf die Simulation der Kompression des Sitzschaums ab. Wird der Dummy über die Simulation eines Beschleunigungsfeldes (Bsp. Erdschwerefeld) positioniert, so hat dies einen Einfluss auf die verformbaren Elemente, der Dummy bewegt sich so lange bis eine Gleichgewichtslage eintritt. Das kann bei einer Betrachtung des Oberkörpers bei identer H-Punktposition zu einer Vorverlagerung des Dummys von bis zu 2.5cm führen [Franz U. et al., 2004]. Umgelegt auf die Positionierung der Komponenten für die Anwendung der kinematischen Kette wirkt das Beschleunigungsfeld dabei auf den Dummykopf und die Nackenelemente bei fix eingespanntem Thorax. Zur Umsetzung dieser Methode wird der Thorax auf die Orientierung der Einmessdaten verdreht und anschließend werden die sechs Freiheitsgrade im Thorax gesperrt, da dieser durch das Beschleunigungsfeld nicht beeinflusst werden soll. Das Beschleunigungsfeld simuliert im Anschluss die reale Situation vor dem Versuch, in dem der Dummy in Gleichgewichtslage im Sitz positioniert ist. Die Thoraxposition und Orientierung sind aufgrund des Sitzes und Gurtsystems fix und die tatsächliche Kopforientierung ergibt sich durch das Abbilden der realen Nackenkürmung unter Einfluss des Beschleunigungsfeldes (Erdschwerefeld). Der Einfluss eines Beschleunigungsfeldes der einfachen Erdbeschleunigung in globaler Z_{DK} -Richtung auf die Kürmung der Nackenelemente ist in Abbildung 5-4 dargestellt.

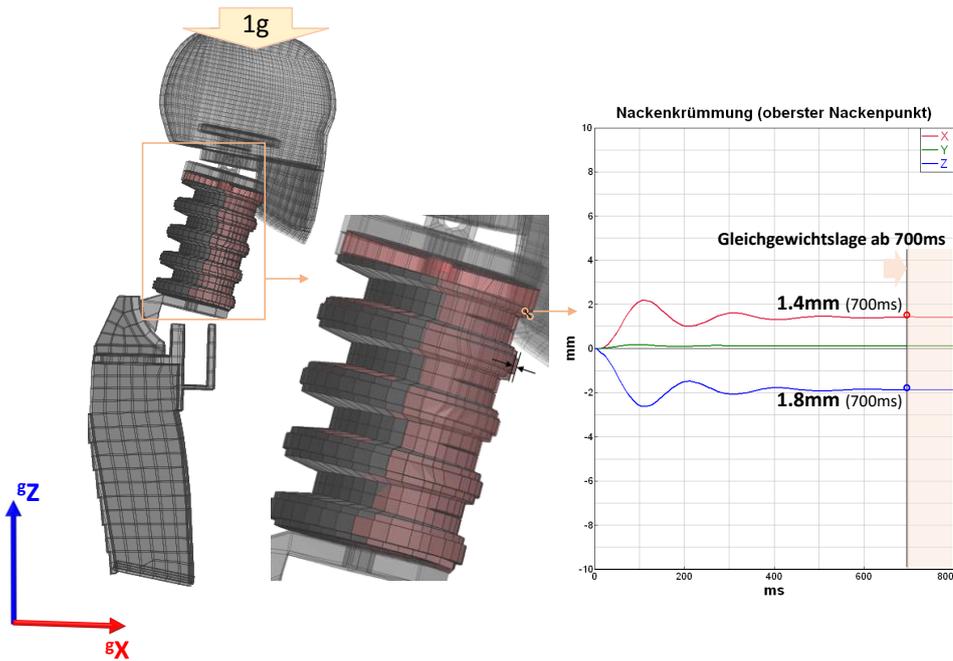


Abbildung 5-4: Einfluss eines Beschleunigungsfeldes auf die Gleichgewichtslage des Simulationsmodells zur Abbildung der realen Nackenkrümmung und Initialpositionierung bei definierten Realversuchsbedingungen

Die Gleichgewichtslage stellt sich erst nach zirka 700ms ein, was einer 4.7 fachen Simulationsdauer entspricht im Vergleich zur Dauer der Bewegung, bei einer crashrelevanten Versuchsdauer von 150ms. Durch die Simulation der Gleichgewichtslage unter einem definierten Beschleunigungsfeld kommt es zu einer Änderung des oberen Nackenpunktes um 1.4mm in globaler X_{DK} -Richtung und 1.8mm in Z_{DK} -Richtung, gemessen am obersten Nackenpunkt (maximale Vorverlagerung des Nackens). Ein Vergleich der Kopforientierung nach dem Einwirken des Beschleunigungsfeldes bis hin zur Gleichgewichtslage ergibt einen Unterschied zur Einmessung der Kopforientierung aus der 3D Filmanalyse von 2° . Das präzise Erreichen einer definierten Zielorientierung aus dem individuellen Realversuch ist mit diesem Verfahren somit nicht möglich. Durch die hohe Steifigkeit des Nackens ergibt sich unter Einwirkung eines Beschleunigungsfeldes von einem g und unter einer Orientierung des Thorax ident zum Methodenentwicklungsversuch G3.1 eine sehr geringe, vernachlässigbare Nackenkrümmung. In Abbildung 5-4 ist die Vorverlagerung des Nackens aufgrund der speziellen Versuchskonstellation am ECE-Sitz und die sich daraus ergebende Kopforientierung um die Y_{DK} -Achse zu erkennen. Beim Fahrzeugversuch gibt die Norm eine Kopforientierung um die Y_{DK} -Achse von 0° innerhalb eines Toleranzbereichs von $\pm 2.5^\circ$ vor [EuroNCAP, 2016a], [EuroNCAP, 2016b]. Der Einfluss der Ausrichtung der Kopfplatte auf die Nackenkrümmung unter Einwirkung eines Beschleunigungsfeldes unter einer Vorverlagerung von 0° (Fahrzeugversuch) und 90° (Erreichen der maximalen Nackenkrümmung) ist in Abbildung 5-5 dargestellt.

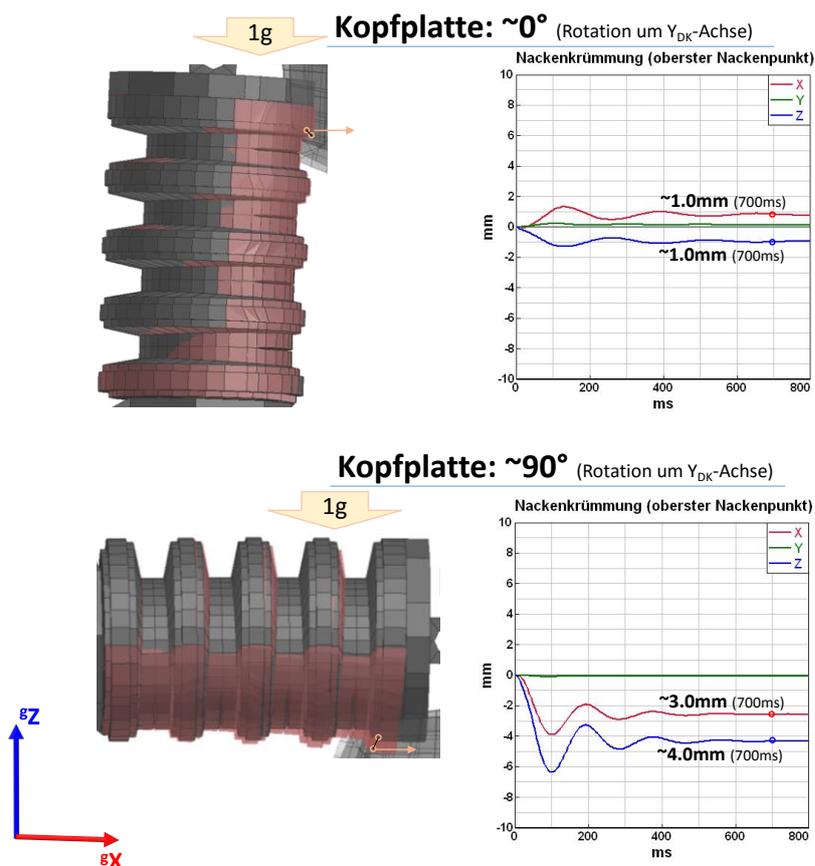


Abbildung 5-5: Einfluss der Orientierung der Kopfplatte auf die Nackenkrümmung durch die Gleichgewichtslage unter einem definierten Beschleunigungsfeld bei einer Vorverlagerung von 0° (Fahrzeugversuch) und 90° (maximale Nackenkrümmung)

Bei einer Kopforientierung von 0° liegt die Nackenkrümmung am obersten Punkt des Nackens bei unter einem Millimeter, ist somit unter Randbedingungen des Fahrzeugversuch noch geringer als bei den Methodenentwicklungsversuchen (siehe Abbildung 5-4). Die maximal auftretende Nackenkrümmung liegt bei knapp 4mm, wirkt das Beschleunigungsfeld unter 90° auf den Nacken.

Fazit

Vorteil der Positionierung über die Simulation eines Beschleunigungsfeldes bis zur Gleichgewichtslage des Dummymodells ist eine realistische Krümmung der Nackenelemente. Bei der Positionierung über ein aufgebracht Beschleunigungsfeld und der Simulation bis zum Erreichen der Gleichgewichtslage ist die schlussendlich erreichte Initialposition abhängig von den aufgebracht Randbedingungen (Sitzgeometrie, Beschleunigungsfeld, ...). Eine vorgegebene Zielposition und Orientierung, abhängig vom individuellen Versuchsaufbau und Individuum, kann mit diesem Verfahren nicht erreicht werden.

5.3.4 Nutzen der Information der kinematischen Kette zur Modellpositionierung

Eine weitere Möglichkeit der Modellpositionierung und zur Bestimmung der Thoraxinitialposition ist das Nutzen des Prinzips der kinematischen Kette durch die Minimierung der Abweichungen der Nackenkräfte und Momente. Bei bestmöglicher Übereinstimmung der Nackenkräfte und Momente zwischen Simulation und Versuch muss auch die Initialposition des Simulationsmodells jener des Realdummys bestmöglich entsprechen.

Den theoretischen Beweis der Funktionalität liefert wie auch schon im Kapitel 4.2 die kinematischen Zwangsbedingungen eines bewegten Doppelpendels als Ersatzmodell der kinematischen Kette. Dabei wird der Initialwinkel im Vergleich zur optimalen Thoraxtrajektorie um $\pm 5^\circ$ variiert, wodurch sich die globale Orientierung des Thorax über die gesamte Bewegung ändert. Dies führt zu einer Änderung der Relativdrehung im Nackengelenk, die sich aufgrund der speziellen Charakteristik der Nackengelenksdrehfeder auf die Werte und den Verlauf des Nackenmomentes auswirken. Den Einfluss eines geänderten Initialwinkels auf die globale Thoraxtrajektorie und somit auf das Nackenmoment ist in Abbildung 5-6 dargestellt.

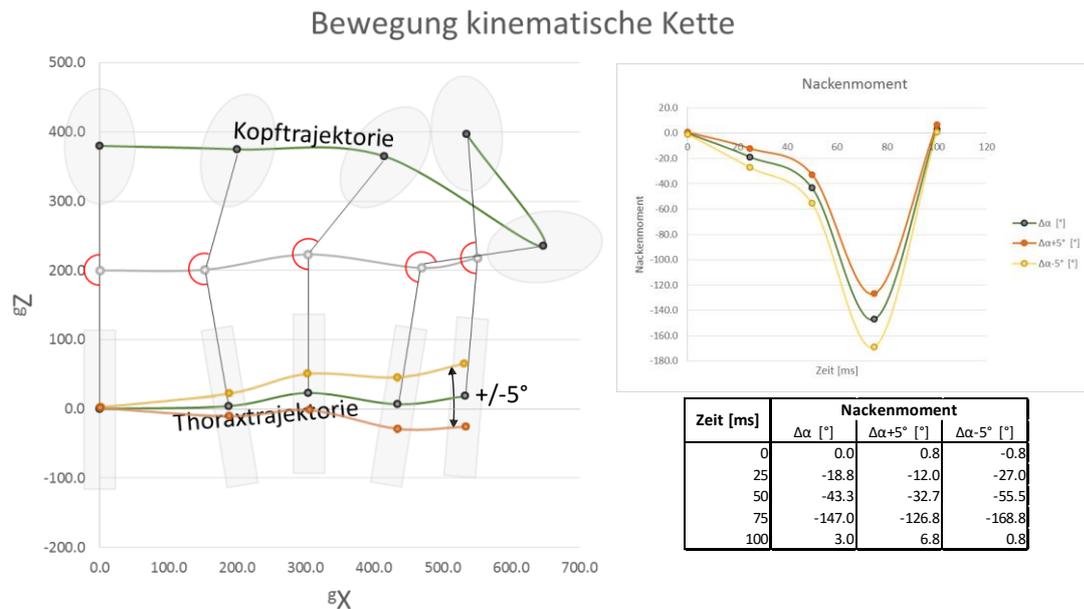


Abbildung 5-6: Prinzip der Modellpositionierung durch das Nutzen der Information der kinematischen Kette, Einfluss des Initialwinkels auf das Nackenmoment und theoretischen Funktionalitätsnachweis durch das Ersatzmodell eines Doppelpendels

Durch den veränderten Initialwinkel als Ausgang für den Winkelverlauf des Thorax ändern sich in Abhängigkeit von der Übergangsfunktion des Nackens auch die Nackenmomente. Die Abweichungen zur realen Kurve (grün) sind eindeutig zu erkennen. Ausgehend vom Ersatzmodell des Doppelpendels ergibt sich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Initialorientierung und dem Nackenmoment. Die Voraussetzung für die Umsetzung dieses Prinzips ist jedoch die bekannte, fehlerfreie Thoraxtrajektorie.

Fazit

Durch das Nutzen der Information der kinematischen Kette und der Berücksichtigung der Initialbedingungen als Einflussgröße für die Bestimmung der gesamten Bewegung können die Initialbedingungen neu interpretiert werden. Dadurch werden Messungenauigkeiten der Tiltensorik oder die Annahme der Definition der Initialorientierung des Thorax um die Z_{DK} -Achse aus der Kopforientierung verbessert. Voraussetzung dafür ist eine bekannte Thoraxtrajektorie, die nicht nur durch Ungenauigkeiten der Initialbedingungen sondern auch durch Sensorfehler fehlerbehaftet ist und am Beginn der Kinematikbestimmung zum Zeitpunkt der Initialpositionierung nicht bekannt ist. Des Weiteren wird für die Umsetzung ein bereits vorgestelltes Prinzip zu Initialpositionierung (Bsp.: kinematischen Gelenkpositionierung) benötigt um das Modell zu positionieren. Somit sind am Beginn der Kinematikbestimmung nicht alle benötigten Daten (Thoraxtrajektorie) bekannt und das Prinzip der

Modellpositionierung ist nicht umsetzbar. Das Prinzip der neuinterpretierten Einmessdaten kann aber nach dem Optimierungsprozess der Trajektorien dazu genutzt werden, um das numerische Modell mit den optimierten Parameterwerten der Initialwinkel erneut zu positionieren (Re-Positionierung). Dadurch verbessert sich auch die Genauigkeit der Einmessdaten zur Modellpositionierung und somit die Thoraxinitialposition aufgrund der präzise bekannten, neuinterpretierten Initialwinkel aus der Bahnoptimierung.

5.3.5 Zusammenfassung der Bewertung

Tabelle 5-3 zeigt eine Übersicht der Bewertung der einzelnen vorgestellten Methoden zur Initialpositionierung eines Simulationsmodells im Hinblick auf die Kriterien für die spezielle Problematik der Bestimmung der Thoraxkinematik.

	Vorhandensein aller benötigten Daten	Erreichbarkeit der Zielposition und Orientierung Kopf und Thorax	Nackenverspannung	Abbildung der Nackenkrümmung	Zusätzlicher Simulationsaufwand
Kinematische Gelenkpositionierung	+	o	+	-	+
Gezieltes Anfahren der Initialposition	-	+	-	+	-
Gleichgewichtslage im Beschleunigungsfeld	+	-	o	+	-
Nutzen der Information der kinematischen Kette zur Modellpositionierung	-	o	+	-	+

+ ... erfüllt das Kriterium sehr gut
 - ... erfüllt das Kriterium nicht
 o ... erfüllt das Kriterium ausreichend

Tabelle 5-3: Bewertung unterschiedlicher Methoden zur Modellpositionierung im Hinblick auf den Einsatz zur Positionierung der kinematischen Kette

Grundvoraussetzung für die Durchführung der Methodik ist das Vorhandensein aller benötigten Daten, wodurch die Methoden des gezielten Anfahrens der Initialposition und das Nutzen der kinematischen Kette zur Modellpositionierung nicht durchführbar sind. Die wesentlichsten Kriterien und damit höher zu priorisieren, sind die „Erreichbarkeit der Zielposition und Orientierung von Kopf und Thorax“ und somit die Übertragung der Einmessdaten auf das Simulationsmodell und die Positionierung des Simulationsmodells ohne eine Nackenverspannung. Die Nackenkrümmung als Kriterium ist nahezu vernachlässigbar (siehe Kapitel 5.3.3), zusätzlicher Simulationsaufwand schränkt den Einsatz im Serienprozess ein, ist aber kein Ausschlusskriterium für die Verfahrensentwicklung. Als einziges Verfahren erfüllt die kinematische Gelenkpositionierung die beiden höher priorisierten Kriterien, wobei leichte Abstriche in der Erreichbarkeit einer definierten Zielposition gemacht werden müssen, da die Positionierung nur auf einer Kreisbahn mit definiertem Radius erfolgt. Zusätzlich verursacht die kinematische Gelenkpositionierung keinen zusätzlichen Simulationsaufwand und erweist sich unter den analysierten Verfahren als das am besten geeignete Verfahren zur Initialpositionierung im speziellen Fall der Anwendung der kinematischen

Kette zur Bestimmung der Thoraxkinematik. Das Nutzen der Information der kinematischen Ketten zur Modellpositionierung am Anfang der Kinematikbestimmung ist aufgrund der fehlenden Information über die Thoraxtrajektorie nicht möglich, kann aber nach dem Bahnoptimierungsprozess dazu genutzt werden, um die Initialbedingungen neu zu interpretieren und die Genauigkeit der Thoraxinitialposition zu steigern.

5.3.6 Ablauf der Initialpositionierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition

Aus den analysierten Methoden zur Initialpositionierung, deren Bewertung und der Kombination des Verfahrens der kinematischen Gelenkspositionierung und dem Nutzen der Information der kinematischen Kette aus dem Optimierungsprozess zur Modellpositionierung ergibt sich der generelle Ablauf der Initialpositionierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition, der in Abbildung 5-7 dargestellt ist.

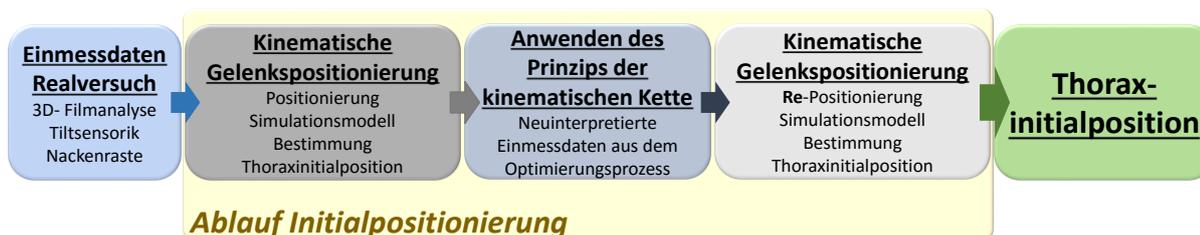


Abbildung 5-7: Genereller Ablauf der Initialpositionierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition

Dabei wird das Simulationsmodell in einem ersten Schritt mit den Einmessdaten aus dem Realversuch positioniert. Dieses Modell dient als Ausgangsmodell zur Anwendung des Prinzips der kinematischen Kette. Aus dem Optimierungsprozess ergeben sich neuinterpretierte Einmessdaten, die in einem zweiten Schritt dazu genutzt werden, um das Simulationsmodell neu zu positionieren um die schlussendlichen Thoraxinitialposition zu bestimmen.

5.4 Überführung des Verfahrens der kinematischen Gelenkspositionierung zur Modellpositionierung der kinematischen Ketten

Die vorhandenen Einmessdaten und die Verwendung der Daten zur Bestimmung der Kopf- und Thoraxinitialposition wurden in Kapitel 5.1.2 und 5.2 bereits diskutiert. Ausgangspunkt der Einmessdaten ist dabei die Angabe der Position und Orientierung des Kopfes aus der 3D Filmanalyse. Die Winkelbeschreibung aus der 3D Filmanalyse erfolgt um raumfeste Achsen mit der Drehreihenfolge X-Y-Z. Der generelle Ablauf der Positionierung im speziellen Fall des HIII 50% FTSS V7.1.1 Modells über die Gelenkspositionierung wurde bereits in Kapitel 5.3.1 erklärt. Die Überführung der Einmessdaten auf das Simulationsmodell durch die kinematischen Gelenkspositionierung und die speziellen Randbedingungen sind in Abbildung 5-8 dargestellt.

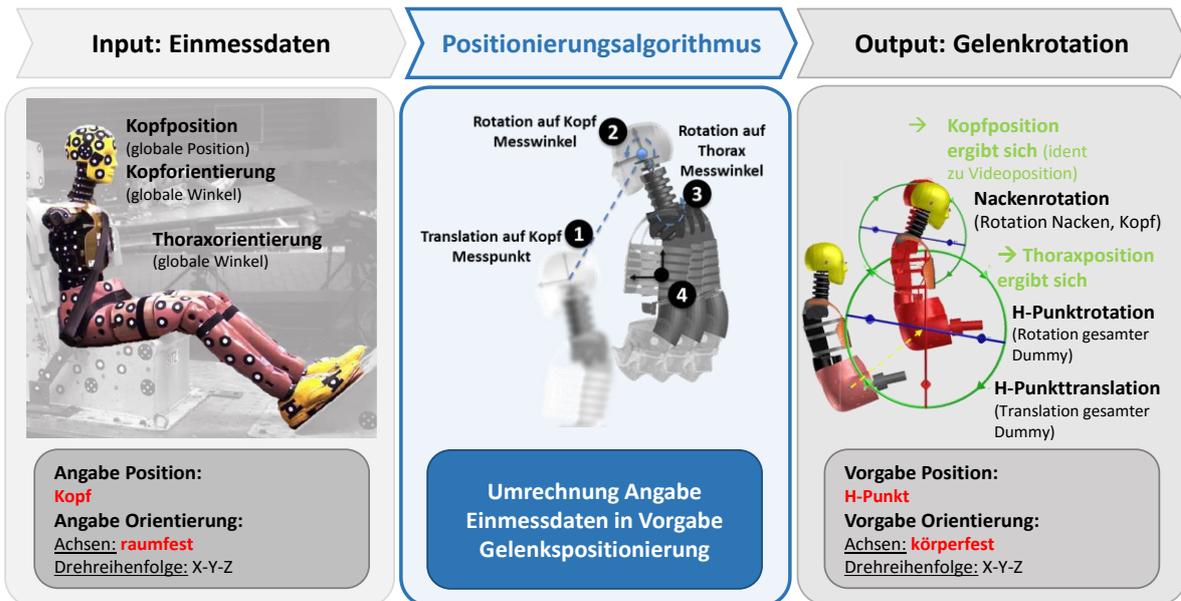


Abbildung 5-8: Ablauf der Überführung der Einmessdaten auf das Simulationsmodell durch die kinematische Gelenkpositionierung bei einem HIII 50% FTSS V7.1.1

Eine Betrachtung der Einmessdaten als Positionierungsinpult und der Gelenksrotationen als benötigten Output zur Modellpositionierung über die kinematische Gelenkpositionierung verdeutlicht, dass die Einmessdaten ohne zusätzliche Umrechnung nicht direkt auf das Simulationsmodell übertragen werden können. Ein Positionierungsalgorithmus ist nötig um die Einmessdaten in geeignete Vorgabewerte der Gelenkpositionierung umzurechnen, wie es zum Beispiel für das HIII 50% FTSS V7.1.1 Modell der Fall ist. Das Ergebnis muss die benötigten Gelenksrotationen unter einhalten der geforderten Drehvorschriften enthalten, bei der die schlussendliche Orientierung des Thorax im Simulationsmodell mit jener aus der Tiltensorik übereinstimmt und die Position und Orientierung des Kopfes nach der Positionierung jenem der Videoanalyse gleicht.

5.4.1 Positionierungsalgorithmus zur Umrechnung der Einmessdaten in geeignete Vorgabewerte der Gelenkpositionierung im speziellen Fall des HIII 50% FTSS V7.1.1 Modells

Der Algorithmus zur Berechnung der Vorgaberotationen (H-Punkt, Nacken) und Translation (H-Punkt) für die kinematische Gelenkpositionierung benötigt einige Zwischenberechnungen um die Spezifika des verwendeten Simulationsmodells an die Angaben der Einmessdaten des Realdummys anzugleichen (siehe Abbildung 5-8). Bei der Gelenkpositionierung kann das Simulationsmodell auf ein Mehrkörpersystem reduziert werden. Grundlegend handelt es sich dabei um die Kinematik starrer miteinander verbundener Körper. In diesem MK-System sind die einzelnen Körper über kinematische Gelenke mit drei rotatorischen Freiheitsgraden (Kardangelenke oder Kugelgelenke) miteinander verbunden. Das Ersatzsystem des Simulationsmodells für die kinematische Gelenkpositionierung baut sich aus zwei Körpern und zwei Drehpunkten auf. Dabei ist das Modell in Abbildung 5-9 zur besseren Veranschaulichung auf eine 2D Ebene beschränkt. Die Koordinaten der Messpunkte von Kopf und Thorax (MP) und die Koordinaten zum Aufstellen der Richtungsvektoren der einzelnen lokalen Koordinatensysteme (PX) sowie die Koordinaten der Drehpunkte von Nacken und H-Punkt (DP) werden aus dem Simulationsmodell im Auslieferstand entnommen. Des Weiteren sind die Winkel von Kopf und Thorax, angegeben durch Rotationen um fixe Achsen, und die Position des Kopfes aus den versuchsspezifischen Einmessdaten bekannt.

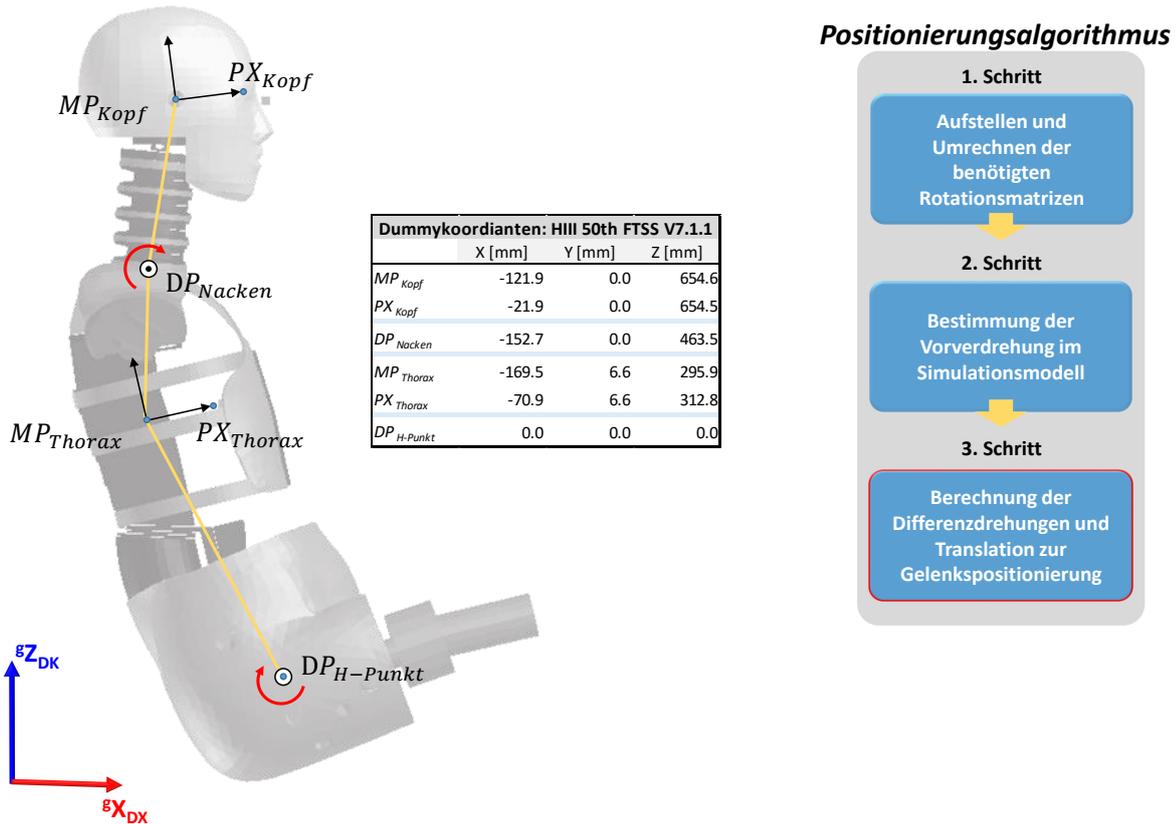


Abbildung 5-9: 2D Ersatzsystem des Simulationsmodells für die kinematische Gelenkspositionierung und einzelne Berechnungsschritte des Positionierungsalgorithmus zur Umrechnung der Einmessdaten in geeignete Vorgabewerte der Gelenkspositionierung im speziellen Fall des HIII 50% FTSS V7.1.1 Modells

Um die Differenzdrehungen und Translation für die Gelenkspositionierung zu bestimmen (3. Schritt), sind vorab zwei weitere Schritte nötig. In einem ersten Schritt müssen die beiden Transformationsmatrizen der unterschiedlichen Drehvorschriften aufgestellt werden, die eine Verdrehung eines Vektors um raumfeste Achsen mit der Drehreihenfolge X-Y-Z (3D-Filmanalyse, Tiltensorik) und um mitgedrehte (körperfeste) Achsen mit der Drehreihenfolge X-Y-Z (Rotation kinematischen Gelenke PAM Crash) beschreiben. Des Weiteren werden die Winkel aus der versuchsspezifischen Einmessung (Drehung um raumfeste Achsen) in eine Drehung um körperfeste Achsen umgerechnet, um diese im speziellen Fall der Gelenkspositionierung des verwendeten Simulationsmodells berücksichtigen zu können. Um im letzten Schritt die Differenzdrehungen der Drehgelenke (Nacken, H-Punkt) zu bestimmen, muss die Vorverdrehung des Simulationsmodells von Kopf und Thorax im Auslieferstand berücksichtigt werden. Diese ergibt sich aus den Koordinaten der Messpunkten von Kopf und Thorax, sowie den Koordinaten der Knotenpunkte im Simulationsmodell, welche die lokalen Koordinatensysteme aufspannen (siehe Tabelle in Abbildung 5-9).

Schreibweise der Symbole

Der linke untere Eintrag der Variablenbezeichnung der Rotationsmatrix (Bsp.: ${}_{xyz}{}^K T_K$) beschreibt die Drehreihenfolge, der linke obere Eintrag, ob es sich um eine Drehung um körperfeste oder raumfeste Achsen handelt (K... körperfest, R... raumfest). Rechts unten erfolgt die Bezeichnung des Drehkörpers (z.B. K... Kopf, T... Thorax), rechts oben werden benötigte Rechenoperationen wie etwa ein Exponent, eine Transposition oder Inversion angeführt. Bei einem Vektor, mit der generellen Bezeichnung „v“, beschreibt ein „R“ rechts unten einen rotierten Vektor (Bsp.: v_{xR}).

Schritt 1: Aufstellen und Umrechnen der benötigten Rotationsmatrizen

Im Allgemeinen sind die einzelnen Winkel bekannt (Einmessung), die in die passende Rotationsmatrix eingesetzt werden. Die Drehmatrizen berechnen sich aus der Multiplikation der einzelnen Elementardrehungen. Die Reihenfolge der Multiplikation ergibt die Drehreihenfolge. Die einzelnen Elementardrehungen unterscheiden sich dahingehend, ob es sich bei der Drehung um feste (raumfeste) Achsen um fixe Winkel oder mitgedrehte (körperfeste) Achsen handelt. [Siciliano B. et al., 2008] Sind die Rotationsmatrix und deren Drehvorschrift bekannt, so lassen sich die passenden Einträge der Rotationsmatrix durch das Einsetzen der Drehwinkel bestimmen. Für den in dieser Arbeit verwendeten Berechnungsalgorithmus sind im Wesentlichen zwei Drehmatrizen von Bedeutung:

1. Rotationsmatrix (3D-Filmanalyse, Tiltensorik): X-Y-Z um feste Achsen (ψ , θ , ϕ)

Die angegebenen Winkels beschreibend dabei folgende Drehungen:

- Ψ (Psi) Rotation um die X-Achse
- Θ (Theta) Rotation um die Y-Achse
- Φ (Phi) Rotation um die Z-Achse

Durch die serielle, von der Drehreihenfolge abhängige Multiplikation der Elementardrehungen um fixe Achsen ergibt sich folgende Rotationsmatrix [Siciliano B. et al., 2008]

$${}_{xyz}^R T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{12} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \theta & \cos \phi \sin \theta \sin \psi - \sin \phi \cos \psi & \cos \phi \sin \theta \cos \psi + \sin \phi \sin \psi \\ \sin \phi \cos \theta & \sin \phi \sin \theta \sin \psi - \cos \phi \cos \psi & \sin \phi \sin \theta \cos \psi + \cos \phi \sin \psi \\ -\sin \theta & \cos \theta \sin \psi & \cos \theta \cos \psi \end{bmatrix} \tag{5.1}$$

für die Beschreibung einer allgemeinen Drehung um fixe Achsen in der Reihenfolge X-Y-Z.

Mit dem trigonometrischem Zusammenhang

$$\tan \psi = \frac{\sin \psi}{\cos \psi} \tag{5.2}$$

ergibt sich die Rückführung der einzelnen Drehwinkel unter der Verwendung der Einträge aus der Rotationsmatrix, ist diese im Vorfeld bekannt. Daraus können die einzelnen Drehwinkel direkt aus der Rotationsmatrix bestimmt werden.

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{r_{32}}{r_{33}} \right), \tag{5.3}$$

$$\theta = \sin^{-1}(-r_{31}), \tag{5.4}$$

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{r_{21}}{r_{11}} \right). \tag{5.5}$$

Für eine Berechnung der Winkel aus dem Arcustangens erfolgt in Bezug auf (5.1) die Berücksichtigung der Quadranten unter folgender Regel:

$$\text{wenn } r_{33} < 0 \text{ dann } \psi = \psi + \pi, \tag{5.6}$$

$$\text{wenn } r_{11} < 0 \text{ dann } \phi = \phi + \pi. \tag{5.7}$$

2. Rotationsmatrix (Gelenkrotation Simulationsmodell): X-Y-Z um mitgedrehte Achsen (α, β, γ)

Folgende Winkel beschreiben die Drehung um mitgedrehte (körperfeste) Achsen

α (Alpha)	Rotation um die X-Achse
β (Beta)	Rotation um die Y-Achse
γ (Gamma)	Rotation um die Z-Achse

und unterscheiden sich in ihrer Bezeichnung von jenen der Drehung um feste Achsen. Wiederum ergibt die Multiplikation der Elementardrehungen der Rotationsmatrix:

$${}_{xyz}^K T = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{12} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \beta \\ \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma & \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

Mit (5.2) lassen sich aus der Rotationsmatrix die einzelnen Drehwinkel bestimmen:

$$\alpha = \tan^{-1} \left(-\frac{k_{23}}{k_{33}} \right), \quad (5.9)$$

$$\beta = \sin^{-1}(k_{13}), \quad (5.10)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left(-\frac{k_{12}}{k_{11}} \right). \quad (5.11)$$

Durch die angegebenen Formeln werden die Drehungen um raumfeste Achsen in Drehungen um mitgedrehte Achsen umgerechnet. Ausgangspunkt der Umrechnung ist die Rotationsmatrix ${}_{xyz}^R T$ (5.1) mit den Einträgen einer Drehung um feste Achsen. Für die Umrechnung der Drehvorschrift werden spezielle Einträge der Rotationsmatrix verwendet.

$$r_{13} = \cos \phi \sin \theta \cos \psi + \sin \phi \sin \psi \quad (5.12)$$

Der idente Eintrag der ersten Zeile und dritten Spalte bei einer Rotationsmatrix um körperfeste Achsen ergibt sich mit:

$$k_{13} = \sin \beta \quad (5.13)$$

Durch das Umformen der beiden Gleichungen kann die Drehung um die Y-Achse (β) um körperfesten Achsen aus dem Eintrag der Rotationsmatrix ${}_{xyz}^R T$ in der ersten Zeile und dritten Spalte bestimmt werden.

$$\beta = \sin^{-1}(r_{13}) = \sin^{-1}(\cos \phi \sin \theta \cos \psi + \sin \phi \sin \psi) \quad (5.14)$$

Analog zu dieser Vorgehensweise werden die beiden fehlenden Winkel der Drehung um die körperfest X- und Z- Achse, aus den bekannten Einträgen der Rotationsmatrix ${}_{xyz}^R T$ bestimmt.

$$\alpha = \tan^{-1} \left(-\frac{r_{23}}{r_{33}} \right), \quad (5.15)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left(-\frac{r_{12}}{r_{11}} \right) \quad (5.16)$$

Schritt 2: Bestimmung der Vorverdrehung im Simulationsmodell

Die Ausrichtung einzelner lokaler Messachsen im Simulationsmodell (Bsp.: Kopf- und Thoraxsystem), die durch einzelne Knotenpunkte aufgespannt werden (siehe Abbildung 5-9) sind meist nicht deckungsgleich zur Ausrichtung des globalen Systems. Das lokale Messsystem ist in diesem Fall zum globalen System im Simulationsmodell vorverdrehet. Ausgangspunkt der Bestimmung der Vorverdrehung der

Messachsenausrichtung ist die Transformation des Einheitsvektors der x-Achse (e_x) mit der gesuchten Rotationsmatrix ${}_{xyz}^KT$ (siehe Abbildung 5-10).

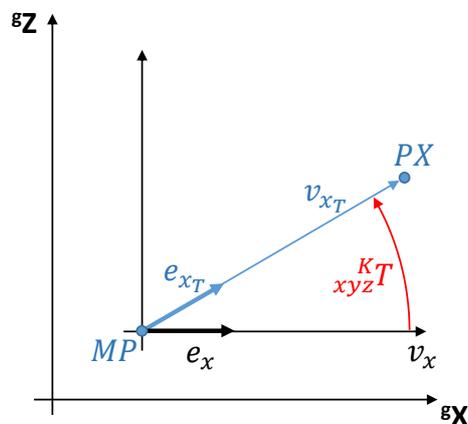


Abbildung 5-10: Rotation eines Vektors e_x mit der Rotationsmatrix ${}_{xyz}^KT$ zur Bestimmung der Vorverdrehung des Vektors v_{xT}

Der Einheitsvektor e_x hat die Einträge:

$$e_x = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.17)$$

Der rotierte Vektor e_{xR} ergibt sich durch die Matrixmultiplikation des Einheitsvektors mit der Rotationsmatrix ${}_{xyz}^KT$. Durch die Multiplikation der Rotationsmatrix mit dem Einheitsvektor sind die Einträge des rotierten Vektors ident zu den entsprechenden Einträgen der Rotationsmatrix. Im Falle des Einheitsvektors der x-Achse (e_x) sind dies die Einträge der ersten Spalte der Rotationsmatrix.

$$e_{xR} = {}_{xyz}^KT \cdot e_x \quad (5.18)$$

$$e_{xR} = \begin{bmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{13} \end{bmatrix} \quad (5.19)$$

e_{xT} kann aus der Normierung des Vektors v_{xT} berechnet werden, der wiederum durch die Koordinaten der Punkte MP und PX aufgespannt wird, woraus sich mit der Beziehung (5.22) die Einträge der ersten Spalte der Rotationsmatrix ${}_{xyz}^KT$ ergeben.

$$v_x = MP - PX \quad (5.20)$$

$$e_{xT} = \frac{v_{xT}}{\|v_{xT}\|} \quad (5.21)$$

$$\begin{bmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{13} \end{bmatrix} = \frac{v_{xT}}{\|v_{xT}\|} \quad (5.22)$$

Diese Vorgehensweise, angewendet für die Y- und Z-Achse, ergeben alle Einträge der Rotationsmatrix ${}_{xyz}^KT$. Die Vektoren der Y- und Z-Achse ergeben sich mit:

$$V_y = MP - PY \quad (5.23)$$

$$V_z = V_x \times V_y \quad (5.24)$$

Die Y-Achse ergibt sich, wie auch schon die X-Achse, aus den Koordinaten von MP und PY aus dem Simulationsmodell (siehe Abbildung 5-9). Die dritte Achse ergibt sich aus dem Kreuzprodukt der beiden anderen.

Im Falle der Vorverdrehungen müssen diese jedoch rückgedreht werden. Die Eliminierung der Vorverdrehung durch die Rücktransformation in die Ausgangslage ist in Abbildung 5-11 dargestellt.

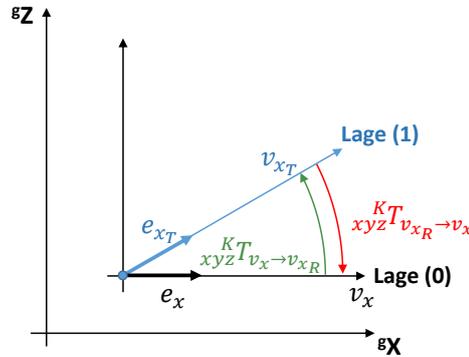


Abbildung 5-11: Eliminieren der Vorverdrehung des Vektors v_{xT} durch Rücktransformation in die Ausgangslage v_x

Die Rückdrehung eines bereits transformierten Vektors in die Ausgangslage kann durch Umformen der generellen Formel zur Transformation eines Vektors bestimmt werden und lässt sich mit folgender Formel realisieren:

$$v_x = \frac{v_{xR}}{K_T^{xyz}} = v_{xR} \cdot K_T^{xyz^{-1}} \quad (5.25)$$

$$K_T^{xyz} v_{xR} \rightarrow v_x = K_T^{xyz^{-1}} v_{xR} \quad (5.26)$$

Dabei beschreibt die Rotationsmatrix $K_T^{xyz} v_{xT} \rightarrow v_x$ die Rückdrehung des Vektors v_{xT} von der Endlage (1) zurück in die Ausgangslage (0). Dies wird durch Inverse der ursprünglichen Rotationsmatrix $K_T^{xyz^{-1}} v_x \rightarrow v_{xT}$ erreicht.

Schritt 3: Berechnung der Differenzdrehungen und Translation zur Gelenkpositionierung

Mit den vorgestellten Rechenschritten lassen sich die Transformationsmatrizen für das H-Punktgelenk und das Nackengelenk bestimmen.

$$K_T^{xyz} Diff_{HP} = K_T^{xyz} Tilt_T \cdot K_T^{xyz^{-1}} \quad (5.27)$$

$$K_T^{xyz} Diff_N = K_T^{xyz^{-1}} Diff_{HP} \cdot K_T^{xyz} Vid_K \cdot K_T^{xyz^{-1}} \quad (5.28)$$

Die Differenzdrehung des H-Punktgelenks beziehungsweise die Rotationsmatrix ergibt sich aus der Multiplikation der Differenzdrehung aufgestellt aus dem Tiltsensorikwinkel und der invertierten Vorverdrehung des Thoraxsystems. Die Differenzdrehung des Nackens zum Erreichen der Zielorientierung aus der Einmessung ergibt sich durch die Rückdrehung der vorher errechneten H-Punktgelenksdrehung, der Verdrehung um die Differenzdrehung aus der Videoanalyse und dem Rückdrehen der Kopfvorverdrehung. Der letzte fehlende Punkt der für die Gelenkpositionierung nötig ist, ist die H-Punkt Translation um das bereits verdrehte Simulationsmodell auf die Position des Kopfes aus der Videoanalyse zu verschieben. Dazu werden die relevanten Vektoren aus den Dreh- und Messpunkten aufgestellt.

$$V_{K-N} = MP_K - DP_N \quad (5.29)$$

$$V_{N-T} = DP_N - MP_T \quad (5.30)$$

$$V_{N-HP} = DP_N - MP_{HP} \quad (5.31)$$

Durch die Berücksichtigung der zutreffenden Differenzdrehungen lassen sich ausgehend vom Messpunkt des Kopfes aus der Videoanalyse MP_{Vid_K} über die Abstandsvektoren, der transformierte Drehpunkt des Nackens DP_{Diff_N} , der Messpunkt des Thorax MP_{Diff_T} und der Messpunkt des H-Punktes MP_{Diff_H} wie folgt bestimmen:

$$DP_{Diff_N} = MP_{Vid_K} - {}^{K}_{xyz}T_{Diff_HP} \cdot {}^{K}_{xyz}T_{Diff_N} \cdot V_{0_K-N} \quad (5.32)$$

$$MP_{Diff_T} = DP_{Diff_N} - {}^{K}_{xyz}T_{Diff_HP} \cdot V_{0_N-T} \quad (5.33)$$

$$MP_{Diff_HP} = DP_{Diff_N} - {}^{K}_{xyz}T_{Diff_HP} \cdot V_{0_N-HP} \quad (5.34)$$

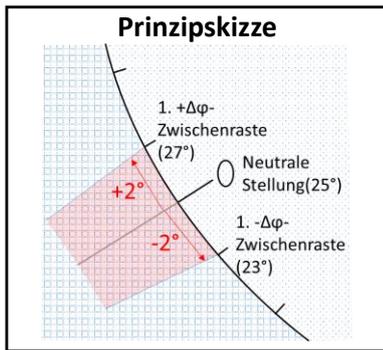
Aus MP_{Diff_HP} und MP_{HP} ergibt sich die H-Punkt Translation des numerischen Modells bei der Gelenkpositionierung.

$$V_{Diff_HP} = MP_{Diff_HP} - MP_{HP} \quad (5.35)$$

Aus dieser Berechnung können alle Größen, die für die Positionierung des Simulationsmodells nötig sind bestimmt werden.

5.4.2 Überführung der Nackenrasterstellung des Realdummys auf das Simulationsmodell

Die Nackenraste ist über die Definition des Nacken-Fakejoints auch im numerischen Modell abgebildet. Dort erfolgt die Einstellung des Differenzwinkels zwischen Kopf und Thorax über ein kinematisches Gelenk. Die Information der Nackenraste aus dem Realversuch wurde bereits in Kapitel 3.3.5 erklärt. Eine neutrale Stellung der Nackenraste (0), bedeutet einen Nackenrasterwinkel φ von 25° und die neutrale Stellung des Nackenjoints im Simulationsmodell ohne Verdrehung. Um eine verstellte Nackenraste im Simulationsmodell nachzustellen, zum Beispiel die 1. $-\Delta\varphi$ -Zwischenraste (siehe Tabelle 3-1), muss der Nackenjoint im Modell relativ zur Ausgangslage um die lokale Y_{DK} -Achse des Gelenks verdreht werden. Die 1. $-\Delta\varphi$ -Zwischenraste im Realdummy bedeutet ein Nackenwinkel φ von 23° und somit eine Relativverdrehung zur neutralen Stellung von -2° . Um im Simulationsmodell die 1. $-\Delta\varphi$ -Zwischenraste einzustellen muss somit der Kopf relativ zum Thorax um -2° verdreht werden. Das bedeutet im Umkehrschluss, wird die Nackenraste des Simulationsmodells (Nacken-Fakejoint) aufgrund der Positionierung über die Werte aus der 3D Filmanalyse des Kopfes und der Tiltsensorik im Thorax verdreht, so muss die Verdrehung innerhalb des Winkelbereichs liegen, die sich aus der Nackenrasterstellung im Realdummy ergibt. Die Differenzverdrehung des Nackenjoints, die sich aus der Positionierung durch die Einmessdaten (Tiltsensorik und 3D-Filmeinmessung) ergibt, muss bei einer dokumentierten Nackenrasterstellung des Realdummys einer neutralen Stellung der Nackenraste (0), in einem Toleranzbereich zwischen $\pm 2^\circ$ liegen um die Einmessdaten und somit die Initialpositionierung als plausibel betrachten zu können (siehe Prinzipskizze Tabelle 5-4). Der Zusammenhang zwischen der Nackenrasterstellung aus dem Realversuch und dem Nackenrasterwinkel im Simulationsmodell zur Ergebnisplausibilisierung ist in Tabelle 5-4 ersichtlich.



Vergleichstabelle Nackenraster				
Stellung	Realdummy		Simulationsmodell	
	φ lt. Versuchsprotokoll		Relativverdrehung	Toleranzbereich
Max. -Δφ Raster (7)	17°		-8°	-10° bis -6°
3. -Δφ-Zwischenraste	19°		-6°	-8° bis -4°
2. -Δφ-Zwischenraste	21°		-4°	-6° bis -2°
1. -Δφ-Zwischenraste	23°		-2°	-4° bis 0°
Neutrale Stellung (0)	25°		0°	-2° bis +2°
1. +Δφ-Zwischenraste	27°		+2°	0° bis +4°
2. +Δφ-Zwischenraste	29°		+4°	+2° bis +6°
3. +Δφ-Zwischenraste	31°		+6°	+4° bis +8°
Max. +Δφ Raster (7)	33°		+8°	+6° bis +10°

Tabelle 5-4: Vergleichstabelle Nackenraster (Versuchsprotokoll/Realversuch) – Soll-Nackendifferenzwinkel (Simulationsmodell)

Die Information über die Nackenrasterstellung des Realdummys kann über die eindeutige Information aus der Relativverdrehung von Kopf und Thorax zueinander, als eigenständige Messgröße betrachtet werden. Der Winkelzusammenhang der Tabelle 5-4 kann dazu genutzt werden, um das Ergebnis der Initialpositionierung zu plausibilisieren, indem die Nackenraste aus dem Realversuch mit der Nackenrasterstellung des Simulationsmodells nach der kinematischen Gelenkpositionierung verglichen wird.

5.4.3 Abschätzung der Genauigkeit und Fehlerkette des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxinitialposition durch Ungenauigkeiten der Einmessdaten

Für die Gelenkpositionierung als Methode zur Modellpositionierung kann der Einfluss der Genauigkeiten der Einmessdaten auf die Bestimmung der Thoraxinitialposition ermittelt werden.

Betrachtete Fehlerquellen und Einmessgenauigkeit:

1. Kopfposition 3D-Filmanalyse bei T0: +/- 2mm (siehe Kapitel 3.4)
2. Kopforientierung 3D-Filmanalyse bei T0: +/-0.50° (siehe Kapitel 3.4)
3. Einfluss Nackenkrümmung bei Gleichgewichtslage: +/-1.4mm ($^{\text{B}}X_{\text{DK}}$) und +/-1.8mm ($^{\text{B}}Z_{\text{DK}}$) (siehe Kapitel 5.3.3)
4. Thorax Tiltsensorik: +/-0.45° (siehe Kapitel 3.3.1)

Der Einfluss der betrachteten Fehlerquellen wird durch ein Aufsummieren der maximalen Fehler der einzelnen Einmessgenauigkeit auf das Modell ermittelt. Dabei werden die entsprechenden Gelenke um die angeführten Werte verdreht und verschoben und der Einfluss auf die Position der Thorax Messstelle im Simulationsmodell analysiert. Die Kombination der einzelnen Fehlerquellen wird dabei so gewählt, dass sie den größtmöglichen Einfluss auf die Initialposition in jede Richtung bedeuten. Die einzelnen Einflüsse der angeführten Fehlerquellen, jeweils in der X-Z Ebene und der Y-Z Ebene, sind in den Abmessungen der Abbildung 5-12 dargestellt. Dabei sind die Einflüsse der einzelnen Fehlerquellen einzeln aufgeschlüsselt in der linken und mittleren Graphik schematisch, aber nicht maßstabsgetreu, dargestellt. Das rechte Diagramm zeigt den Summenfehler für jede einzelne Richtung. Im Detail wird der Einfluss auf die globale X_{DK} - und Y_{DK} -Richtung dargestellt. Der Einfluss in Z_{DK} -Richtung wird als Summenfehler in der rechten Graphik dargestellt.

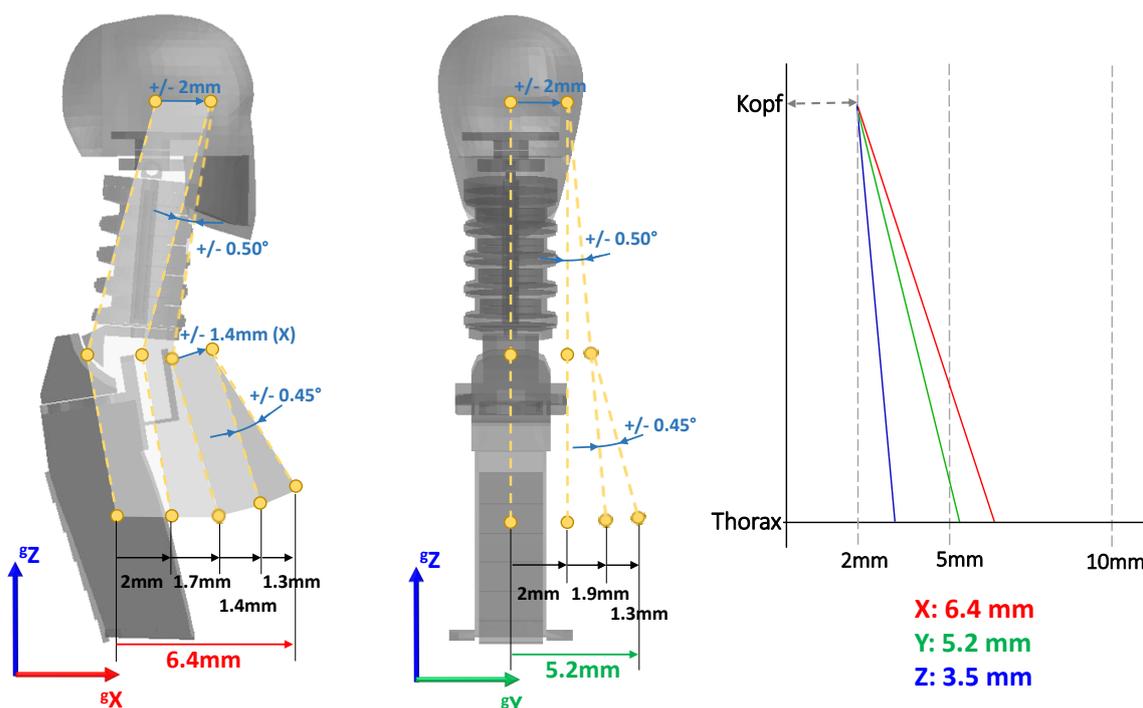


Abbildung 5-12: Fehlerkette der Thoraxinitialposition durch Ungenauigkeiten der Einmessdaten und getroffenen Annahmen zur Initialpositionierung

Die erste Fehlerquelle beschreibt den Einfluss der Einmessgenauigkeit der Kopfposition. Durch die Genauigkeit der Kopfposition von 2mm verschiebt sich dadurch auch der Hebelarm zwischen Kopf und Thorax und somit der Thorax um 2mm . Durch die Einmessgenauigkeit der Kopforientierung aus der 3D-Filmanalyse von 0.5° kommen es zu einer Verdrehung des Kopf-Nacken-Thorax Vektors und die Thoraxinitialposition verschiebt sich um 1.7mm in globaler X_{DK} -Richtung und 1.9mm in globaler Y_{DK} -Richtung. Der Unterschied des Einflusses in X_{DK} - und Y_{DK} -Richtung resultiert aus der 3D-Rotation und der Drehreihenfolge bei der Transformation des Kopf-Nacken-Thorax Vektors. Der Einfluss einer Nackenkrümmung unter Einwirkung eines Beschleunigungsfeldes bis zur Gleichgewichtslage führt zu einer Verschiebung des Vektors Nacken-Thorax von 1.4mm in globaler X_{DK} - und 1.8mm in Z_{DK} -Richtung. Aufgrund der X_{DK} / Z_{DK} – Ebene als Symmetrieebene des Modells hat das Beschleunigungsfeld keinen Einfluss auf die Y_{DK} -Richtung. Letzte Fehlerquelle ist die Genauigkeit der Tiltensorik, die zu einer Verdrehung des Nacken-Thorax Vektors führt und die Thoraxinitialposition um 1.3mm in globaler X_{DK} -Richtung und globaler Y_{DK} -Richtung verschiebt. Aufgrund der geringeren Vektorlänge ist der Einfluss der 3D-Rotation geringer als bei dem Einfluss der Einmessgenauigkeit der Kopforientierung. Ein Aufsummieren der Einzelfehler ergibt einen Summenfehler von 6.4mm in globaler X_{DK} -Richtung, 5.2mm in globaler Y_{DK} -Richtung und 3.5mm in globaler Z_{DK} -Richtung, dargestellt als Vektor in rechten Graphik der Abbildung 5-12. Der Haupteinfluss möglicher Ungenauigkeiten liegt bei maximal 6.4mm in X-Richtung und ist aufgrund der Genauigkeiten der Einmessdaten moderat in Bezug auf dem Hebelarm zwischen Kopf- und Thorax (362mm). Zusätzlich zu der ermittelten Fehlerkette sind Fertigungstoleranzen unterschiedlicher Individuen und geometrische Abweichungen zwischen dem Simulationsmodell und dem Realdummy weitere Einflussquellen auf Ungenauigkeiten in der Bestimmung der Thoraxinitialposition.

5.5 Anwendung des Verfahrens zur Modellpositionierung und Bestimmung der Initialposition

In diesem Kapitel erfolgt die Anwendung des gesamtheitlichen Verfahrens zur Initialpositionierung (siehe Abbildung 5-7) und zur Bestimmung der Thoraxinitialposition bei dem Methodenentwicklungsversuch G3.1.

5.5.1 Initialpositionierung mit Einmessdaten des Realversuchs

Die Inputdaten zur Initialpositionierung und der daraus bestimmten Thoraxinitialposition liefert die Einmessung der 3D-Filmanalyse sowie die Tiltsensorik und die Dokumentation der Stellung der Nackenraste. Die 3D-Filmanalyse ermittelt die Position des Kopfschwerpunktes im globalen DK-System die bei -1182.4mm in X-, -690.3mm in Y- und 991.3mm in Z-Richtung liegt und eine Kopforientierung von 0.3° um die X-Achse, 13.8° um die Y-Achse und -2.5° um die Z-Achse. Die Nackenraste ist mit 25° dokumentiert. Dies entspricht laut Tabelle 5-4 der neutralen Stellung (0) und einem Toleranzbereich von +/-2°. Die Orientierung aus der Tiltsensorik um die X-Achse liegt bei -0.8° und bei 0.1° um die Y-Achse. Die Orientierung der Thoracic Spine um die Z-Achse wird aus der Kopfeinmessung übernommen. Diese Werte als Positionierunginput sowie der Output der Gelenkspositionierung und die daraus resultierenden Thoraxinitialposition und Nackenrasterstellung des Simulationsmodells sind in Abbildung 5-13 dargestellt.

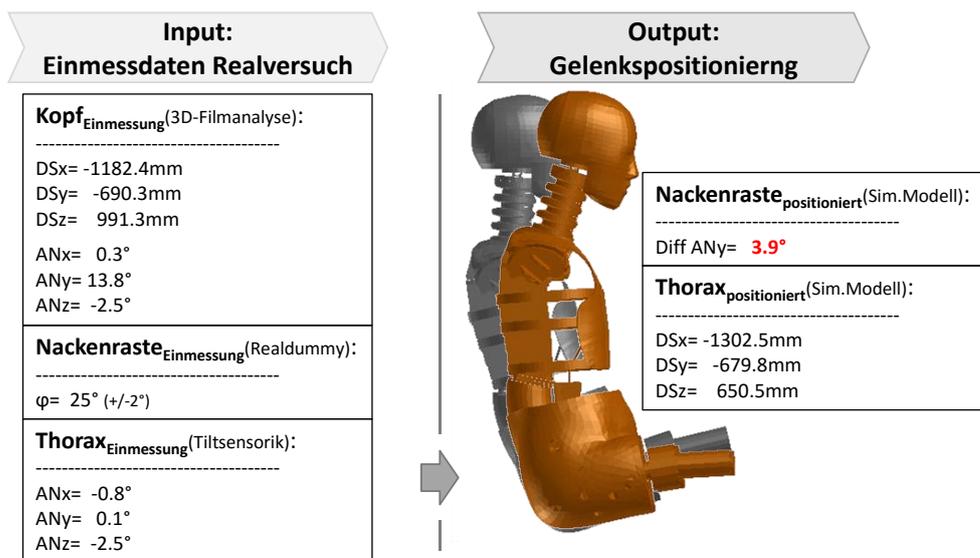


Abbildung 5-13: Positionierungsvorgabe und Positionierung mit Einmessdaten aus der Standardmesstechnik zur Bestimmung der Thoraxinitialposition

Die Positionierung des Methodenentwicklungsversuchs G3.1 ergibt eine absolute Thoraxposition im globalen DK-System mit den Koordinaten -1302.5mm in X-, -679.8mm in Y- und 650.5mm in Z-Richtung. Der Winkel der Nackenraste im Simulationsmodell, der sich aus der Relativverdrehung durch die Vorgabe der Kopf- und Thoraxorientierung einstellt, liegt bei 3.9°.

5.5.2 Neupositionierung mit neuinterpretierten Einmessdaten aus dem Endergebnis des Optimierungsprozesses mit dem Prinzip der kinematischen Kette

Die Werte, die für die Re-Positionierung verwendet werden, sind ein Vorgriff auf Kapitel 8. Dabei werden die neuinterpretierten Einmessdaten aus dem Optimierungsprozess der Vorgabetrajektorie von Kopf und Thorax bestimmt und in weiterer Folge dazu verwendet, um die Positionierung erneut durchzuführen. Die

neuinterpretierten Werte aus dem Optimierungsprozess der Kinematik betreffen die drei Kopfwinkel und die Thoraxwinkel um die Y- und Z-Achse. Die Kopfposition und der Thoraxwinkel um die X-Achse bleiben unverändert und sind jene aus der Einmessung. Die Inputwerte, die sich im Vergleich zu den Werten der Einmessung in der Re-Positionierung ändern sind in Abbildung 5-14 markiert.

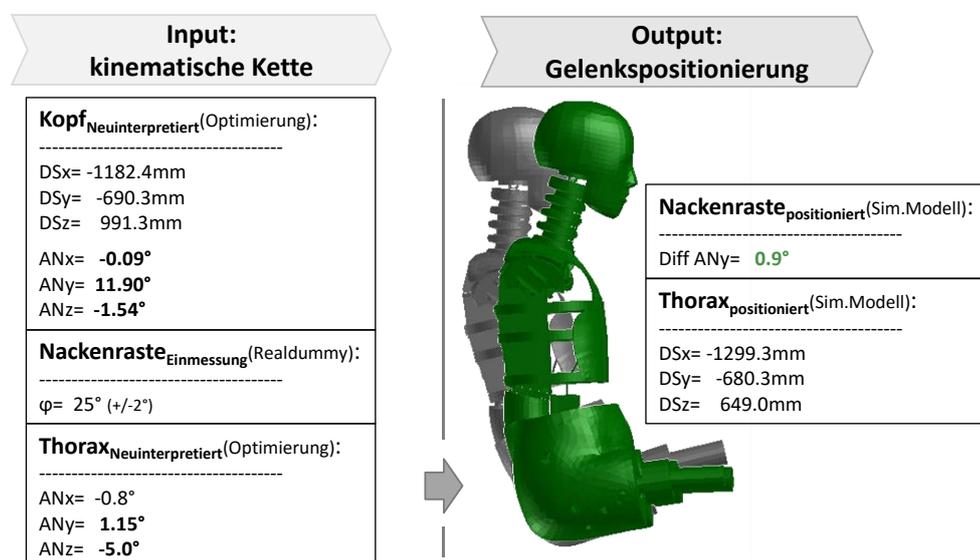


Abbildung 5-14: Positionierungsvorgabe und Positionierung mit neuinterpretierten Einmessdaten aus der Bahnoptimierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition

Nach der Re-Positionierung des Methodenentwicklungsversuchs G3.1 liegen die Koordinaten der Thoraxposition bei -1299.3mm in X-, -680.3mm in Y- und 649.0mm in Z-Richtung und weichen um 3.2mm in X-, um -0.5mm in Y- und um 1.5mm in Z-Richtung von der Positionierung mit den Einmessdaten des Realversuchs ab. Die Positionierung ergibt einen Nackenrasterwinkel von 0.9°.

5.6 Plausibilisierung und Verifizierung des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxinitialposition und Modellpositionierung

Die Plausibilisierung erfolgt über die dokumentierte Nackenrasterstellung, deren Information auch im Fahrzeugversuch vorliegt. Durch die spezifisch ermittelte Zusatzinformationen der Methodenentwicklungsversuche (Beschreibung siehe Kapitel 3.4) ist es möglich, die Genauigkeit der Initialpositionierung zu verifizieren. Diese Zusatzinformationen sind der Oberflächenscan des Versuchsaufbaus um die Lage des initialpositionierten Simulationsmodells mit dem Realdummy zu vergleichen und die präzise photogrammetrische Einmessung der Thoracic Spine beziehungsweise die Videoposition vor dem Beginn der Bewegung bei T0 (siehe Kapitel 3.4), die nicht bei allen Versuchsarten verfügbar sind.

5.6.1 Plausibilisierung des Verfahrens zur Modellpositionierung und Bestimmung der Initialposition über die dokumentierte Nackenrasterstellung

Eine Kontrollgröße, die Aufschluss über die Qualität der Initialpositionierung gibt, ist die dokumentierte Nackenrasterstellung. Als Vergleichsgröße zur Plausibilisierung der Initialpositionierung dient der Vergleich des Nackendifferenzwinkels um die Y-Achse aus dem Positionierungsalgorithmus mit der Versuchsdokumentation des Nackenrasters. Beim Simulationsmodell ergibt sich dieser aus der Ausrichtung

des Kopfes und des Thorax und wird durch die jeweiligen Initialwinkel definiert, die sich wiederum aus der Einmessung und der Bahnoptimierung ergeben. Sie ist auch das Bewertungskriterium für einen zusätzlichen Optimierungsloop mit dem neupositionierten Simulationsmodell der kinematischen Kette mit den neuinterpretierten Initialwinkeln aus dem 1. Optimierungsloop (siehe Kapitel 8.6.1). Laut Versuchsdokumentation war bei dem Versuch G3.1 ein Nackenrasterwinkel von 25° eingestellt. Daraus liegt der Toleranzbereich aus Tabelle 5-4 bei +/-2°. Aus der Positionierung mit Standardeinmessdaten ergibt sich ein Differenzwinkel von 3.9°. Die Nackenrasterstellung des Simulationsmodells liegt somit nicht im Toleranzbereich des dokumentierten Nackenrasterwinkels. Die Gründe dafür sind vielseitig und könnten möglicherweise folgenden Ungenauigkeiten zugrunde liegen:

- Ausrichtung der Messachsen im numerischen Modell sind mit jenen des Realdummys nicht deckungsgleich
- Werte der Tiltsensorik oder der 3D-Filmanalyse sind über die angegebene Genauigkeit fehlerbehaftet

Die Positionierung des numerischen Modells mit den neuinterpretierten Messdaten ergibt nach dem Endergebnis des Optimierungsprozesses einen Nackendifferenzwinkel von 0.9°. Dieser liegt im Toleranzbereich und zeigt eine Übereinstimmung zum Realdummy und somit die Plausibilität der Initialpositionierung durch den Vergleich mit einer eigenständigen Messgröße. Durch die Neupositionierung ergibt sich somit ein plausibles Positionierungsergebnis und durch den Optimierungsprozess der Bahnkurven aus Kapitel 8 werden auch die Vorgabewerte der Initialpositionierung verbessert.

5.6.2 Optischer Vergleich der Initialpositionierung der kinematischen Kette mit dem 3D Oberflächenscan

Als Zusatzgröße für die Kontrolle der Ausrichtung des Simulationmodels dient der Oberflächenscan des Versuchs G3.1. Die Lage beziehungsweise die Ausrichtung des Koordinatensystems des Oberflächenscans entspricht dem globalen H-System. Simulation und Oberflächenscan werden durch die Transformation des globalen DK-Systems des positionierten Dummys in das H-System (180° Drehung des Systems um $^{\text{B}}Z_{\text{DK}}$ -Achse) und den Abgleich der Nasenspitze überlagert (Relativverschiebung im H-System). Eine Gesamtübersicht der Überlagerung zeigt Abbildung 5-14.

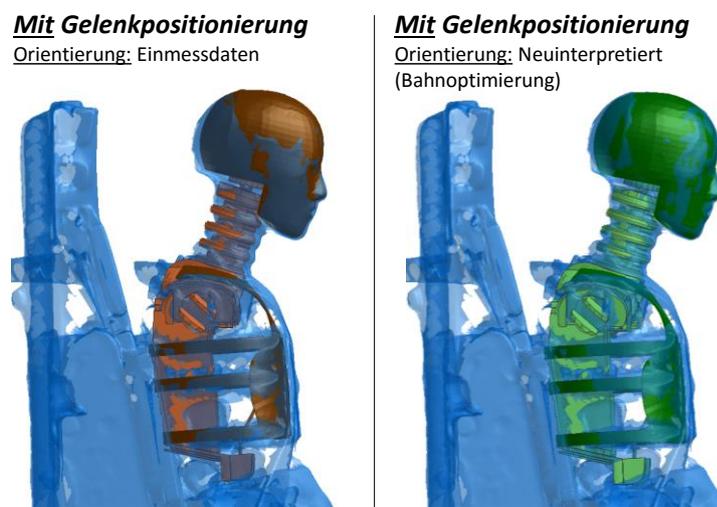


Abbildung 5-15: Überlagerung des Oberflächenscan mit den positionierten Dummymodellen der kinematischen Kette von Kopf-Nacken und Thorax bei dem Versuchs G3.1: Gesamtübersicht

Der orange gefärbte Dummy entspricht dem Modell aus der Gelenkpositionierung unter Vorgabe der Einmessdaten, das grüne Modell ist das positionierte Simulationsmodell mit den neuinterpretierten Orientierungen aus der Bahnoptimierung. Beide positionierten Modelle stimmen bei einem optischen Vergleich gut mit dem Oberflächenscan überein. Eine gewisse Fehlertoleranz des Oberflächenscans sowie Fertigungstoleranzen der einzelnen Individuen müssen berücksichtigt werden und in den Vergleich miteingehen. Detailabbildungen der wichtigen Einzelkomponenten des Kopf/Nacken- und Brustbereich verdeutlicht die Unterschiede beider Vorgabewerte. Abbildung 5-16 zeigt die Kopfhaut und die Nackenelemente in einer Detailansicht und zeigt die wesentlichen Unterschiede beider Positionierungen. Die wesentlichen Punkte für die Interpretation der Ergebnisse sind in der Graphik mit Pfeilen markiert. Diese beziehen sich auf die Stirn- und Kinnpartien des Dummys, sowie auf die Ausrichtung der einzelnen Nackenelemente.

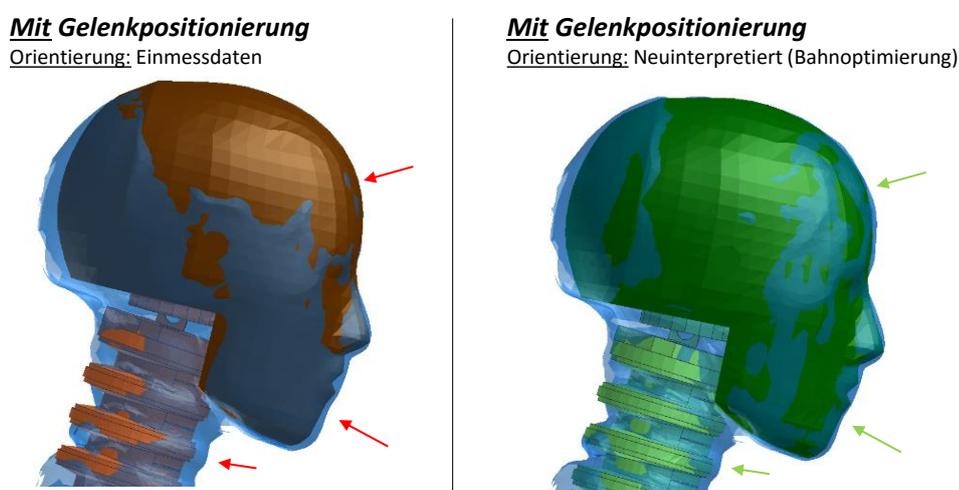


Abbildung 5-16 Überlagerung des Oberflächenscan mit den positionierten Dummymodellen der kinematischen Kette von Kopf-Nacken und Thorax bei dem Versuchs G3.1: Detailanalyse Kopforientierung

Bei dem linken orange markierten Dummy mit der Orientierung aus den Einmessdaten sind geringe Unterschiede in der Ausrichtung des Kopfes erkennbar. Das Kinn ist dabei etwas hinter dem Oberflächenscan, die Stirnpartie liegt etwas davor. Diese geringen Abweichungen übertragen sich auch auf den Nacken. Die Nackenelemente liegen hinter dem Oberflächenscan und die Unterschiede der Orientierung werden ersichtlich, wenn man die Abstände im oberen Nackenbereich mit jenen im unteren Bereich vergleicht. Im Vergleich dazu ist die Ausrichtung des Dummykopfes im rechten Modell nahezu identisch zum Oberflächenscan. Sowohl die Stirnpartie als auch das Kinn und die Nackenelemente haben die identische Ausrichtung wie der Oberflächenscan des Realdummys. Ebenso sind Konturen der vorderen Kopfhaut nach der Positionierung mit den neuinterpretierten Winkelvorgaben nahezu identisch im Vergleich zu den Konturen des Oberflächenscans. Die gesteigerte Übereinstimmung des positionierten Modells mit den Initialwinkeln aus der Bahnoptimierung im Kopfbereich mit dem Oberflächenscan lassen auf ein plausibles Ergebnis der Bahnoptimierung im Hinblick auf die optimierten Initialwinkel schließen.

Nächste wichtige Komponente in der Initialpositionierung ist der Bereich des Brustkorbs. Im Oberflächenscan lässt sich die Ausrichtung der Rippen sehr gut erkennen. Diese sind direkt mit der Thoracic Spine verbunden und am hinteren Teil der Spine fix verschraubt. Daher dienen diese auch als Hauptkriterium zum Vergleich der Thoraxausrichtung zwischen dem positionierten Simulationsmodell und

dem Realdummy. Eine mögliche Rippen eindrückung durch eine Gurtkraft vor T0 und eine daraus resultierende Beeinflussung der Rippenorientierung wird vernachlässigt.

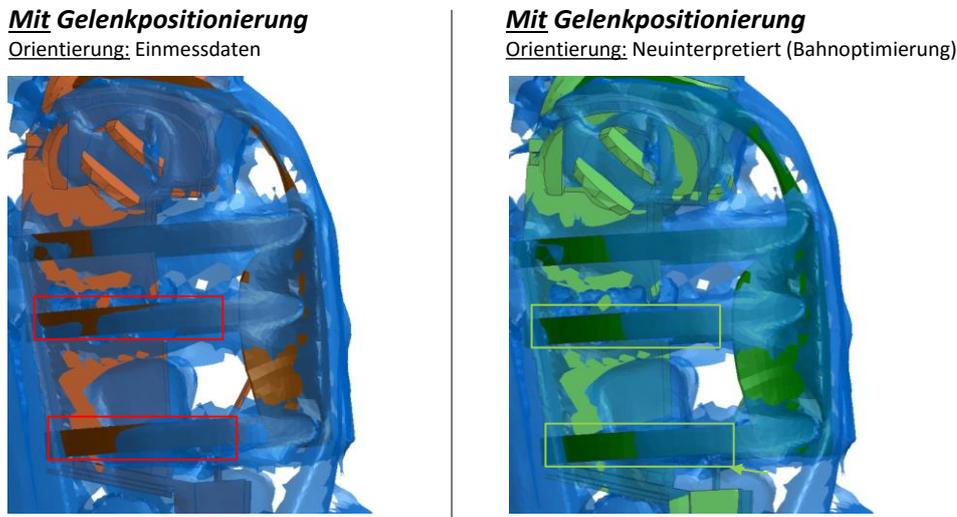


Abbildung 5-17: Überlagerung des Oberflächenscan mit den positionierten Dummymodellen der kinematischen Kette von Kopf-Nacken und Thorax bei dem Versuchs G3.1: Detailanalyse Brust-, Thorax- und Rippenorientierung

Ein Vergleich des Dummys mit der Winkelvorgabe aus der Standardeinmessung zeigt Unterschiede in der Thoraxausrichtung besonders im Vergleich der 3. und 6. Rippe (siehe Abbildung 5-17). Die Konturen des Sternums stimmen zwar gut überein, es gibt jedoch eine Abweichung in der Orientierung, wird der Dummy mit den Standardeinmessdaten positioniert. Diese Unterschiede sind in der rechten Graphik nicht mehr vorhanden, die Konturen der Rippen liegen nahezu ident übereinander. Zusammenfassend zum Vergleich der positionierten Dummymodelle mit dem Oberflächenscan des Versuchsaufbaus können die Ergebnisse auf zwei Grundaussagen reduziert werden. Ein optischer Vergleich der Modelle nach der Überlagerung mit dem Oberflächenscan zeigt die gute Übereinstimmung der Dummykonturen mit der Realität. Eine Neupositionierung des Simulationsmodells mit den neuinterpretierten Initialwinkeln aus der Bahnoptimierung bringt eine zusätzliche Verbesserung in der Übereinstimmung der Initialposition des Simulationsmodells mit dem Realdummy.

5.6.3 Vergleich der präzisen Einmessung der Thoracic Spine Messstelle aus der 3D-Filmanalyse mit der Initialpositionierung der kinematischen Kette

Eine weitere Möglichkeit, um Aussagen über die Qualität des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxinitialposition zu treffen und die Genauigkeiten der Positionierungsprozedur festzustellen, ist der Vergleich mit der photogrammetrisch erfassten Initialposition des Messpunktes der Thoracic Spine. Die Koordinaten der Startposition der Thoraxmessstelle aus der 3D Filmanalyse liegen in X-Richtung bei -1299.1mm, in Y-Richtung bei -681.0mm und in Z-Richtung bei 650.4mm. Die Standardabweichung der Startposition aus der 3D Filmanalyse liegt bei 3mm. Diese Position repräsentiert die tatsächliche Thoraxinitialposition und dient als Vergleichsgröße um die Genauigkeit der Initialposition aus dem Positionierungsverfahren zu bestimmen. Die Tabelle 5-5 zeigt den Vergleich der Thoraxmessstelle aus der 3D-Filmanalyse mit der Thoraxinitialposition des Simulationsmodells nach der Positionierung, die beim Versuch G3.1 erreicht wird. Dabei werden die Genauigkeiten der Initialposition mit und ohne Gelenkpositionierung ermittelt. Die linke Spalte beinhaltet die Initialpositionen der Thoraxmessstelle, die rechte Spalte die Positionsabweichungen zwischen dem positionierten Simulationsmodell und dem

Realdummy (3D-Filmanalyse). Zusätzlich zu den Abweichungen der einzelnen X-, Y- und Z- Richtungen ist auch die maximale Abweichung angeführt.

Versuch G3.1		Initialposition Thoracic Spine [mm]			Positionsabweichungen Pos. Modell-Videodaten [mm]			
		X	Y	Z	X	Y	Z	MAX
Videoeinmessung		-1299.1	-681.0	650.4	-	-	-	-
Ohne Gelenkpositionierung	Dummymessstellen: Auslieferstand	-1210.9	-690.2	647.9	88.2	-9.2	-2.5	88.2
	Orientierung: Auslieferstand							
Mit Gelenkpositionierung	Dummymessstellen: Auslieferstand	-1279.2	-687.1	662.2	19.9	-6.1	11.8	19.9
	Orientierung: Einmessdaten							
	Dummymessstellen: Abgleich	-1302.5	-679.8	650.5	-3.4	1.2	0.1	3.4
	Orientierung: Einmessdaten							
	Dummymessstellen: Abgleich Orientierung: neu interpretiert	-1299.3	-680.3	649.0	-0.2	0.7	-1.4	1.4

Tabelle 5-5: Messstellenvergleich der Thoracic Spine des positionierten Simulationsmodells und der präzisen Videoeinmessung

Ohne die Gelenkpositionierung ergeben sich hohe Abweichungen der Thoraxposition die bei fast 9cm liegen. Durch die Anpassung der Dummymessstellen aufgrund der präzisen Einmessung der Sensorik und der Übertragung auf das Simulationsmodell kann die Genauigkeit um 16.5mm gesteigert werden und führt zu einer maximalen Abweichung der Thoraxinitialposition von 3.4mm nach der Positionierung mit Standardeinmessdaten. Diese liegen im Bereich der Genauigkeit der 3D-Filmanalyse. Eine zusätzliche Steigerung der Genauigkeit der Initialposition ergibt die Positionierung mit den neuinterpretierten Einmessdaten aus der Bahnoptimierung. Unter Verwendung der Initialwinkel aus dem Optimierungsprozess werden Genauigkeiten der Thoraxinitialposition von 1.4mm erreicht. Diese Genauigkeiten liegen unter vorliegenden Randbedingungen innerhalb des Genauigkeitsbandes der 3D-Filmanalyse. Es bedeutet auch, dass mögliche Messfehler der Einmessdaten durch die Bahnoptimierung auf ein Minimum reduziert werden.

5.7 Bestimmung der Thoraxinitialposition der gesamten Methodenentwicklungsversuche

Wird das Simulationsmodell der kinematischen Kette jedes einzelnen Versuchs positioniert und die sich daraus ergebende Thoraxinitialposition mit jener aus der präzisen 3D Filmeinmessung verglichen, so ergeben sich Abweichungen in der Thoraxinitialposition zwischen Simulation und Video, die in Tabelle 5-6 dargestellt werden. Der Vergleich zeigt die Positionsabweichung des Sensorbezugspunktes im Thorax bei T0.

Initialposition Thoracic Spine		Positionsabweichungen Pos. Modell-Videodaten [mm]			
		X	Y	Z	MAX
1. Versuchsreihe	G1.1	0.1	1.3	-0.9	1.3
	G1.2	0.7	0.1	-1.5	1.5
	G1.3	-0.6	1.0	-1.8	1.8
	G1.4	0.6	1.9	-2.2	2.2
2. Versuchsreihe	S2.1	0.2	0.7	-0.7	0.7
	S2.2	-0.8	0.3	-0.6	0.8
	S2.3	0.5	-0.2	-1.0	1.0
	S2.4	0.7	2.0	-1.1	1.1
	S2.5	0.5	-0.4	-1.0	1.0
3. Versuchsreihe	G3.1	0.2	-0.7	1.4	1.4
	G3.2	-0.9	-1.9	1.8	1.9
	G3.3	-2.1	-1.6	2.1	2.1
Ø					1.4

Tabelle 5-6: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens der Bestimmung der Thoraxinitialposition durch die Fusion der Einmesstechnik und der Geometrie des FE-Dummymodells

Ein Vergleich aller 12 Versuche zeigt, dass die Initialposition bei keinem Versuch über 2mm liegt. Die Berechnung der mittleren maximalen Abweichung aller drei Versuchsreihen ergibt eine durchschnittliche Genauigkeit des Verfahrens zur Initialpositionierung von 1.4mm. In den einzelnen Abweichungen der Thoraxinitialposition in X- und Y- Richtung sind für die betrachteten Versuche keine Systematiken zu erkennen. Die maximalen Abweichungen treten in allen drei Richtungen auf, dies sowohl in positiver und negativer Richtung. Als einzige Auffälligkeit der Abweichungen lassen sich Systematiken in der Z-Abweichung in den einzelnen Versuchsreihen erkennen. Diese liegt in der ersten Versuchsreihe zwischen -1mm und -2mm, zwischen -0.5mm und -1mm in der zweiten Versuchsreihe und zwischen +1.5mm und +2mm in der dritten Versuchsreihe. Die Z-Abweichung bezieht sich hauptsächlich auf eine Höhendifferenz zwischen Realdummy und Simulationsmodell und kann auf Fertigungstoleranzen des Realdummys sowie leichte geometrische Unterschiede der Realdummys zurückgeführt werden, da bei den drei Versuchsreihen drei unterschiedliche Individuen eingesetzt wurden. Der Hebelarm beziehungsweise der Abstand zwischen dem Kopfmesspunkt und dem Thorax Messpunkt beträgt im numerischen Modell 362mm. Dient dieser Wert als Bezugswert so entspricht eine Genauigkeit der Thoraxinitialposition von 1.4mm einem Fehler von nur 0.4%. Mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 1.4mm, einer maximalen Genauigkeit von 2.2mm und keinem einzigen Ausreißer bei 12 Versuchen mit drei unterschiedlichen Individuen ist das vorgestellte Verfahren zur Initialpositionierung des numerischen Modells und die daraus bestimmte Thoraxinitialposition ein stabiles und präzises Verfahren als Ausgangspunkt für die Bestimmung der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette.

5.8 Fazit

Die Genauigkeit der Thoraxtrajektorie setzt sich aus der Genauigkeit der Relativbahn und der Thoraxinitialposition zusammen. Die Initialposition des Thorax kann im Standardfahrzeugversuch nicht über die 3D Filmanalyse bestimmt werden und kann aber über ein Positionierungsverfahren und die Geometrie des Simulationsmodells bestimmt werden. Die Initialpositionierung des Simulationsmodells erfolgt durch Standard einmessdaten, die in Form der Videodaten des Dummykopfes, den Tiltsensorikwerten der Thoracic

Spine und der Zusatzinformation über die Nackenrasterstellung vorliegen. Diesbezüglich wurden in diesem Kapitel vier unterschiedliche Verfahren zur Initialpositionierung analysiert und hinsichtlich fünf festgelegter Kriterien bewertet. Die kinematische Gelenkpositionierung über den H-Punkt und den Nacken ist unter den analysierten Methoden zur Initialpositionierung am besten zur Positionierung des Simulationsmodells unter definierten Randbedingungen geeignet. Für die Überführung des Verfahrens der kinematischen Gelenkpositionierung zur Modellpositionierung der kinematischen Ketten ist ein Positionierungsalgorithmus zur Umrechnung der Einmessdaten in geeignete Vorgabewerte der Gelenkpositionierung im speziellen Fall des HIII 50% FTSS V7.1.1 Modells nötig. Die Anwendung des adaptierten Verfahrens der kinematischen Gelenkpositionierung wurde in diesem Kapitel exemplarisch am Versuch G3.1 durchgeführt und analysiert. Ein optischer Vergleich des Modells nach der Positionierung mit Standardeinmessdaten und der anschließenden Überlagerung mit dem Oberflächenscan, zeigt die gute Übereinstimmung der Dummykonturen mit der Realität. Eine Positionierung mit den Standardeinmessdaten ergibt eine Thoraxinitialposition mit einer Genauigkeit von 3.4mm. Eine zusätzliche Steigerung der Genauigkeit ergibt sich durch das Nutzen der Information der kinematischen Kette zur Modellpositionierung, wenn der Dummy mit den neuinterpretierten Initialwinkeln aus der Bahnoptimierung repositioniert wird. Dabei werden die Initialwinkel zur Modellpositionierung nicht aus der Einmessung (Tiltensorik, 3D-Filmanalyse) sondern aus der Bahnoptimierung verwendet, um die Thoraxinitialposition zu bestimmen. Dabei ergeben sich beim Versuch G3.1 maximale Abweichungen von 1.4mm in der Thoraxinitialposition und geringe Ungenauigkeiten in den Einmessdaten und getroffene Annahmen können ausgeglichen werden (Thorax Z_{DK} -Rotation aus Kopfwinkel 3D-Filmanalyse). Das Verfahren zur Initialpositionierung liefert die Thoraxinitialposition mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 1–2mm, bei einer maximalen Genauigkeit von 2.2mm und keinem einzigen Ausreißer bei den 12 betrachteten Methodenentwicklungsversuchen.

6. GEFÜHRTE BEWEGUNG DER KINEMATISCHEN KETTE MIT VERSUCHSDATEN DER ELEKTRISCHEN MESSTECHNIK

Dieses Kapitel befasst sich mit der Führung der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien aus der elektrischen Messtechnik. Dabei ergeben sich zwei Hauptpunkte:

- Bestimmung der Vorgabetrajektorie für Kopf und Thorax aus den Daten der elektrischen Messtechnik
- Führen der kinematischen Ketten entlang dieser Vorgabetrajektorien

Eine Herausforderung tritt hierbei auf, da die Vorgabetrajektorien im allgemeinen Fall fehlerbehaftet sind. Die „Methode“ zur Führung der kinematischen Kette muss diese somit entlang der berechneten Vorgabetrajektorie bestmöglich führen und innerhalb eines definierten Toleranzbereichs die Möglichkeit haben, diese Fehler auszugleichen, ohne dabei merkliche Unterschiede zwischen der Ist-Trajektorie der kinematischen Kette und der Soll-Trajektorie der Vorgabe zuzulassen. Der Anfang dieses Kapitels befasst sich mit der Überprüfung der Grundvoraussetzungen, gefolgt von den detaillierten Anforderungen und Problemstellungen der im Anschluss vorgestellten Methode zur Führung der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien.

6.1 Modell und Eingangsdaten

Ein wichtiger Punkt für das Führen der kinematischen Kette entlang definierter Vorgabetrajektorien ist das Simulationsmodell der kinematischen Kette und das Vorhandensein aller Sensordaten für die Berechnung der Bahnkurven. Bei dem Modell der kinematischen Ketten hat die Rechenzeit des Modells Einfluss auf die Anzahl der möglichen Variationsrechnungen. Wesentlicher ist aber die Eignung des Modells, Bewegungsänderungen entsprechend der Vorgabe wiederzugeben. Die wichtigste Eigenschaft des Modells bleibt jedoch die Validität des Nackensimulationsmodells.

6.1.1 Modell

Die Aufgabe des Simulationsmodells im Spezialanwendungsfall des Prinzips der kinematischen Kette zur Thoraxkinematikbestimmung ist die Simulation des Verhaltens eines Realdummys um Bewegungsänderungen wiederzugeben und die realitätsgetreue Systemantwort eines HIII 50% Dummymodells bei der geführten Bewegung mit Versuchsdaten. Der klassische Einsatzzweck des Simulationsdummys ist eigentlich die Insassenschutzsimulation zur Bestimmung der biomechanischen Kennwerte, als Basis für die Bewertung des Verletzungsrisikos im Crashlastfall. Durch Anpassen der Solver Einstellungen oder geeignete Modellabstrahierung (siehe Abbildung 6-1) wird die Recheneffizienz gesteigert. Die Änderungen der Modellantwort sind in Bezug auf die angestrebte Genauigkeit der Thoraxtrajektorie von unter einem Zentimeter vernachlässigbar.

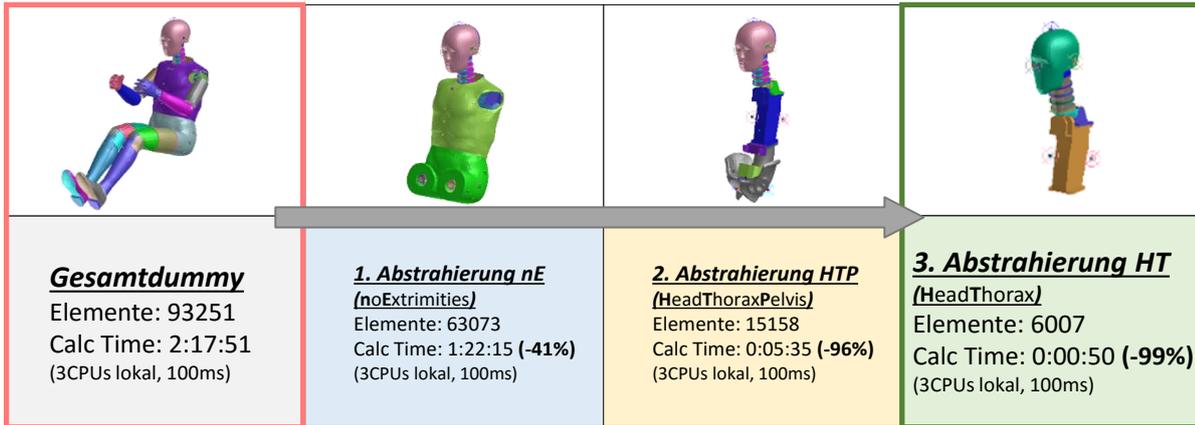


Abbildung 6-1: Modellabstrahierung und finales Simulationsmodell zur Bewegungsbestimmung

Eine geeignete schrittweise Abstrahierung des FE-Modells ergibt eine Reduktion der Rechenzeit von 99% und eine Simulationsdauer von 100ms in unter einer Minute bei der Verwendung von drei CPUs (i7-2600 3.4GHz).

Sensitivität Nackenmodell bei Bewegungsänderungen

Eine Grundvoraussetzung des Simulationsmodells für die Bewegungsanalyse ist das Ansprechen auf Bewegungsänderungen im Thorax. Gezielte Änderung der Thoraxtrajektorien von 3mm (Bahnänderungen im Bereich der Videogenauigkeit) müssen eindeutig erkennbare Änderungen der Nackenschnittkräfte größer 200N erzeugen (Genauigkeit Kraftmessdose des Realdummy eines HIII 50% Dummies siehe Kapitel 3.3.3). Das bedeutet, dass das Nackenmodell sensitiv genug ist, um Bewegungsänderungen wiederzugeben beziehungsweise, dass die Kraftmessdose der elektrischen Messtechnik für den vorliegenden Anwendungsfall genau genug ist, um als Zielgröße für die Bestimmung der Thoraxbahn zu fungieren. Die Änderung der Thoraxbahnkurve um 3mm in alle drei Richtungen, sowohl in positive als auch in negative Koordinatenrichtung und die Auswertung der Änderungen der Nackenkräfte ist in Abbildung 6-2 ersichtlich.

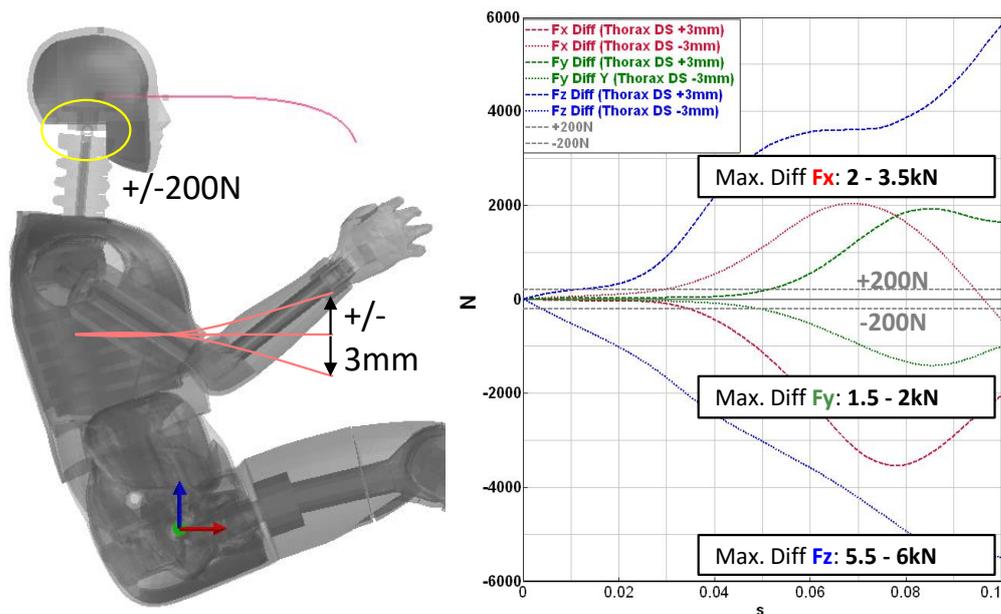


Abbildung 6-2: Sensitivität des numerischen Nackenmodells auf Thorax-Bewegungsänderungen vom 3mm über den gesamten Bewegungsablauf

Eine Änderung der Bahnkurve von $\pm 3\text{mm}$ in alle drei Richtungen erzeugt eine Änderung der Nackenkräfte beziehungsweise eine Differenz zur Ausgangsbewegung von 2-3.5 kN in X-Richtung, von 1.5 – 2kN in Y-Richtung und von bis zu 6kN in Z-Richtung. Diese Werte liegen weit über den geforderten 200N aus der Genauigkeit der Kraftmessdose (Kapitel 3.3.3). Die Genauigkeit der Standard-Kraftmessdose im oberen Nacken und die Sensitivität des numerischen Nackenmodells erfüllen die geforderten Anforderungen.

6.1.2 Sensordaten

Der Versuch G3.1 (siehe Kapitel 3.4) liefert die Messdaten des Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssensors im Kopf und im Thorax und die Kräfte und Momente in der oberen Kraftmessdose des Nackens. Die Signale sind in Abbildung 6-3 dargestellt. Die Ausrichtung der Messachsen der angeführten Messdaten bezieht sich auf die körperfesten ${}^1X_{DK}$, ${}^1Y_{DK}$ und ${}^1Z_{DK}$ -Achse des lokalen Koordinatensystems des Sensors.

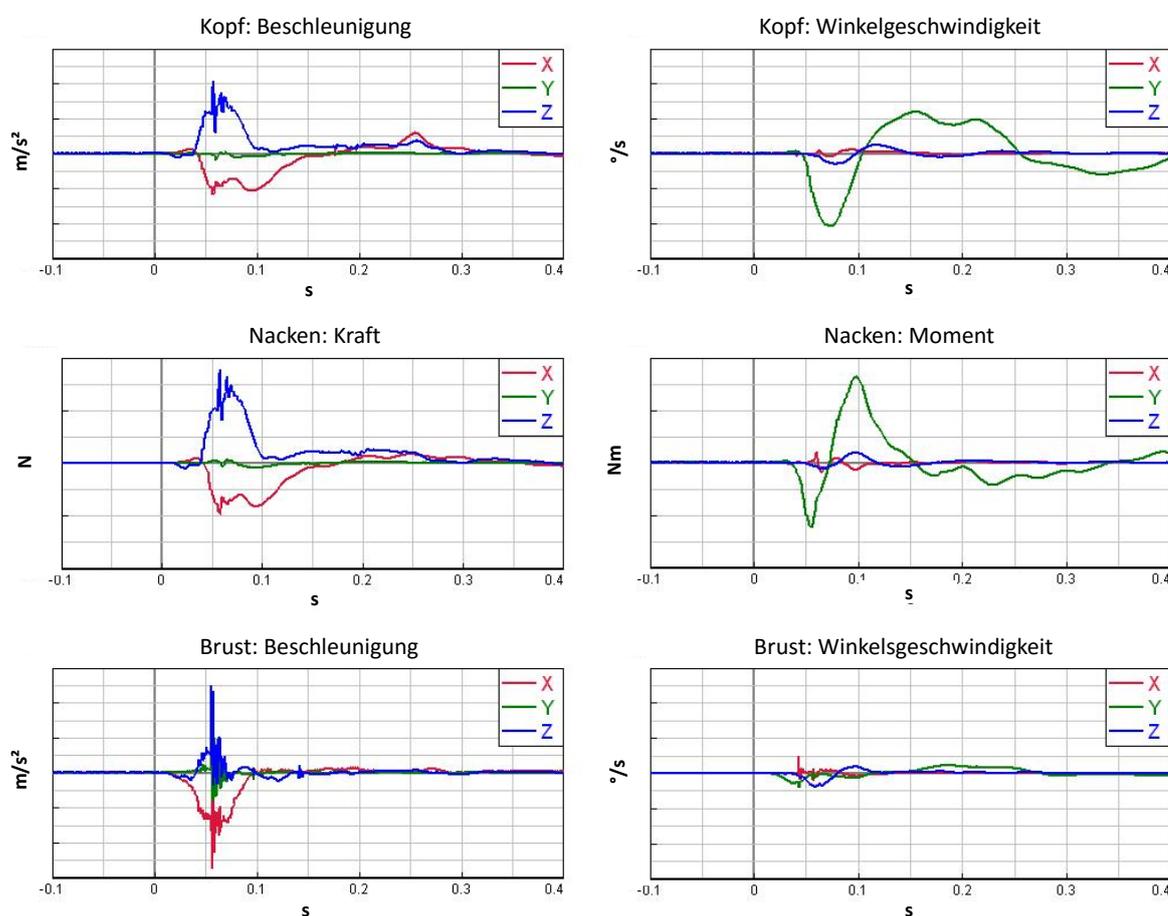


Abbildung 6-3: Verläufe der Standardsensormessdaten des Sensorpacks von Kopf und Thorax und der Nackenkraftmessdose des Methodenentwicklungsversuchs G3.1

Die Signale sind nach Filterklasse P Hardwaregefiltert (Prefilter). Dies geht der ISO Code 13499 Bezeichnung der Kanäle hervor, die standardmäßig für den Austausch von Testdaten in der Fahrzeugsicherheit verwendet wird [ISO MME Database, 2016], [National Instruments, 2015]. Die Winkelgeschwindigkeiten des Kopfes sind um das Vierfache höher als jene des Thorax (Achsskalierung ident). Für die Anwendung des

Prinzip der kinematischen Kette und der Führung entlang von Vorgabetrajektorien aus der elektrischen Messtechnik sind alle Messdaten vorhanden.

6.2 Anforderungen und Problemstellungen der geführten Bewegung mit Versuchsdaten

Generelle Anforderung an das Verfahren der geführten Bewegung der kinematischen Kette ist die Bestimmung der Vorgabetrajektorie aus den Daten der elektrischen Messtechnik und die Führung des initialpositionierten Modells der kinematischen Kette entlang dieser Vorgabetrajektorien. Eine Herausforderung tritt auf, da diese Vorgabetrajektorien nicht fehlerfrei sind. Bei den Ungenauigkeiten der Führung der kinematischen Kette durch zwei Vorgabetrajektorien, die durch die kinematische Kette miteinander verbunden sind, kann generell zwischen zwei Fehlerquellen unterschieden werden.

- Fehlerbehaftete Kopfvorgabetrajektorie durch Ungenauigkeiten der 3D-Filmanalyse als Optimierungsgröße
- Fehlerbehaftete Vorgabetrajektorie aus der Berechnung mit nicht bestimmbar Sensorfehlern und weitere benötigte Annahmen (Bsp. Startwinkel um Z-Achse)

Es muss eine Methodik gefunden werden, welche dem Modell die Möglichkeit gibt, diese Ungenauigkeiten innerhalb eines definierten Toleranzbereichs auszugleichen, ohne dabei merkliche Abweichungen zwischen der Vorgabetrajektorie und der tatsächlichen Trajektorie der kinematischen Kette zuzulassen. Die Teilprobleme sind dabei die Möglichkeit ein numerisches Simulationsmodell gezielt zu führen, die benötigte Dauer der Bewegung und die Möglichkeit geometrische Unstimmigkeiten in der Bewegungsvorgabe auszugleichen (nicht bestimmbar Sensorfehler, systematische Abweichungen, Genauigkeit 3D-Filmanalyse, ...).

6.3 Methode zur Führung der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien

Die Berechnung der Vorgabetrajektorie der einzelnen Starrkörper der kinematischen Kette erfolgt durch die Integration von Sensorsignalen der elektrischen Messtechnik aus dem Realversuch, ident zum SimbaV Verfahren zur Bestimmung der Kopfkinematik (siehe Kapitel 2.4) [Sinz W. et al., 2015]. Die Auswertedauer und somit die Simulationszeit ist der crashrelevante Zeitbereich der speziellen Versuchskonstellation, der beim Frontalcrash beziehungsweise bei den Methodenentwicklungsversuchen am Beschleunigungsschlitten bis zum Ende der Hauptbewegung bei 150ms liegt. Eine Möglichkeit der Bewegungsvorgabe ist der PAM-Crash Syntax „DIS3D“ (Imposed Displacement - aufgezwungene Verschiebung). Dabei wird eine Zeit-Weg Kurve in jeder Bewegungsrichtung für einen einzelnen Knotenpunkt definiert, der in der Simulation der Bewegungsvorgabe aus den einzelnen Vorgabekurven folgt. Für die gezielt definierte Bewegungsvorgabe ist die Vorgabe von sechs Freiheitsgraden nötig, drei translatorischen und drei rotatorischen Freiheitsgrade. Die drei translatorischen Freiheitsgrade werden durch die Vorgabe der Relativbewegung über eine aus den Messdaten berechneten Zeit-Weg Kurve realisiert. Rotationen werden indirekt über die Vorgabe mehrerer translatorischer Relativbewegungen an Knotenpunkten außerhalb des Drehpunktes aufgebracht [ESI Group, 2012]. Dabei genügen drei Punkte um eine dreidimensionale Rotation gezielt auf eine Starrkörper aufbringen zu können. Geringe Unterschiede in der Bewegungsvorgabe, etwa durch Rundungsfehler bei der Berechnung durch numerische Verfahren sowie der Unstetigkeit und dem Messrauschen der Sensorsignale als Ausgangsdaten der Trajektorien

würden eine Verschiebung der einzelnen Knotenpunkte des Starrkörpers bedeuten. Daher müssen zwischen dem Anbindungspunkt des Starrkörpers und den drei Führungspunkten Federn mit speziellen Federcharakteristiken als Verbindungselemente liegen, um diese Unstimmigkeiten auszugleichen und eine fehlerfreie Starrkörperführung zu gewährleisten. Als Anbindungspunkt zwischen den Führungspunkten und dem Starrkörper bietet sich der Sensorbezugspunkt der präzise eingemessenen Sensormessstelle an. Die Ausrichtung der drei Führungspunkte der Bewegungsvorgaben bildet dabei das lokale Messsystem des Sensorpacks der Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssensoren. Die Verbindung der Punkte wird durch Feder-/Dämpferelemente realisiert, deren Eigenschaft durch die Vorgabe einer Kraft-Weg beziehungsweise Kraft-Geschwindigkeit Charakteristik definiert wird. Das numerische Modell hat trotz exakter Vorgabetrajektorien die Möglichkeit, dieser innerhalb definierter Grenzen zu folgen und lässt dem Modell gewisse Freiheiten. Dabei hat die kinematische Kette die Möglichkeit, einen Teil der Trajektorienunstimmigkeiten „selbst zu korrigieren“. Die Herausforderung in der Auslegung der für die Führung der kinematischen Kette optimalen Federcharakteristik ergibt sich aus dem Kompromiss zwischen einer möglichst präzisen Führung entlang der Vorgabetrajektorien und der Möglichkeit der kinematischen Kette Unstimmigkeiten in der Vorgabebewegung auszugleichen. Die Federcharakteristiken zur Aufbringung der Bewegungsvorgabe aus der elektrischen Messtechnik sind in Abbildung 6-4 ersichtlich.

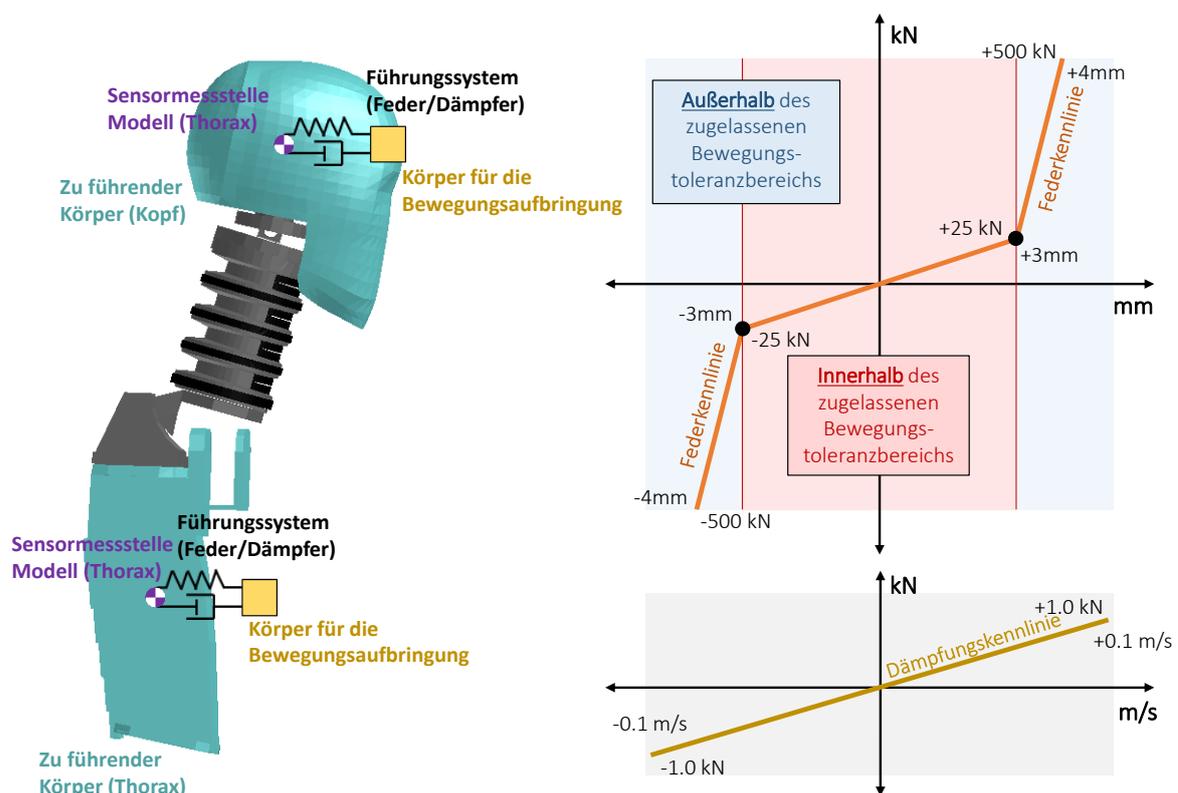


Abbildung 6-4: Darstellung des Führungssystems zur Übertragung der Bewegungsvorgabe auf das Dummymodell (links) und angepasste Feder- und Dämpfungskennlinien (rechts)

Die linke Graphik zeigt den generellen Aufbau des Führungssystems in einer Richtung (X_{DK}-Richtung). Ein identes Führungssystem ist auch in Y_{DK}- und Z_{DK}-Richtung vorhanden. Die Körper für die Bewegungsaufbringung sind über das Führungssystem (Feder/Dämpfer) mit den Sensormessstellen des Modells, dem jeweiligen Sensorbezugspunkt des zu führenden Körpers, verbunden. Der zusätzliche Einbau eines Dämpfers ist nötig, da es abhängig vom Kraft-Weg Verlauf der Federkennlinie zu mehr oder weniger

starken Schwingungen bei der geführten Bewegung und dadurch auch zu Schwingungen der Verläufe der Kräfte und Momente kommt, die im Realversuch nicht vorliegen. Eine weitere Möglichkeit diesen Systemschwingungen entgegenzuwirken wäre das Filtern der Ausgangssignale. Der Abstand zwischen der Sensormessstelle des zu führenden Körpers und dem Punkt der Bewegungsvorgabe ist mit 100mm festgelegt. Als Federcharakteristik dient eine zweistufige Federkennlinie (siehe Abbildung 6-4 rechten oberen Graphik). Der Bereich innerhalb des zugelassenen Bewegungstoleranzbereichs ist durch eine linear ansteigende Charakteristik gekennzeichnet mit der Steigung von -25kN bei -3mm auf +25kN bei +3mm. Die 3mm als maximal zugelassene Abweichung der Bewegung des Modells von der Bewegungsvorgabe leiten sich aus der durchschnittlichen Genauigkeit der für diese Arbeit vorliegenden Videobahnen ab (Raguse K., 2007). Die Auslegung und Bestimmung der Steigung der Federcharakteristik, ergibt sich aus einem iterativen Prozess durch das bestmögliche Ausnutzen des maximal zugelassenen Federweges (3mm) bei unterschiedlichen Vorgabetrajektorien aus mehreren Methodenentwicklungsversuchen. Außerhalb dieses Bereichs steigt die Steifigkeit der Führungsfedern steil an, um einen Abweichung der Vorgabekurve über 3mm zu verhindern. Die Dämpfung erfolgt über eine lineare einstufige Charakteristik einer Kraft-Geschwindigkeits-Dämpfungskennlinie mit einer Steigung von 1kN bei 0.1m pro Sekunde. Der Einfluss der Führung über Feder-Dämpfer Elemente ist in Abbildung 6-5 ersichtlich. Dabei zeigt das obere Diagramm den Federweg der Thoraxbahn und die untere Grafik den schematischen Einfluss der aufgeweichten Federn auf die Bahnkurven der Vorgabebewegung von der Trajektorie des Dummys.

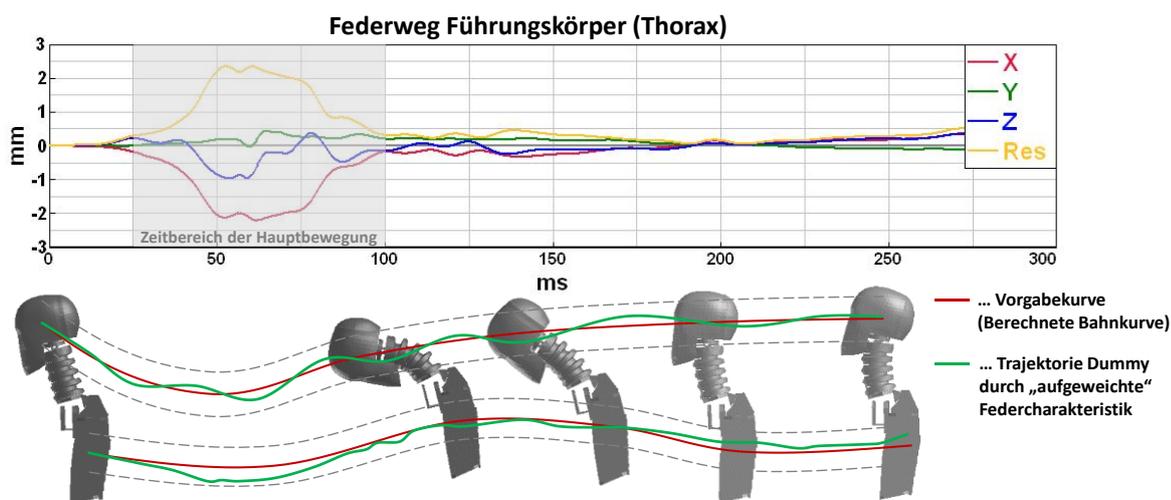


Abbildung 6-5: Einfluss der ermittelten Federcharakteristik auf die Dummytrajektorie bei einer gezielten Bewegung bei der Vorgabe einer berechneten Bahnkurve

Durch die spezielle Federcharakteristik ergibt sich eine Differenz zwischen der Vorgabetrajektorie und der tatsächlichen Trajektorie des Thorax von zirka 2.5mm. Der Bewegungstoleranzbereich von 3mm wird zu keinem Zeitpunkt überschritten. Der Einfluss der Federn ist in X_{DK} -Richtung und im Zeitbereich der Hauptbewegung zwischen 25ms und 100ms am größten. In diesem Bereich erfolgen in X_{DK} -Richtung die Vorverlagerung und anschließend daran die Bewegungsumkehr bei dem Übergang in die Rebound Phase. Aus der größten Bewegungsänderung resultiert somit auch der größte Einfluss der Federn auf die Bewegung.

6.4 Fazit

Die Vorgabetrajektorien der kinematischen Kette können aufgrund von Ungenauigkeiten durch Rundungsfehler aus der numerischen Berechnung sowie der Unstetigkeit und dem Messrauschen der Sensorsignale als Ausgangsdaten der Trajektorien und weiteren Ungenauigkeiten bei der Führung durch zwei Vorgabetrajektorien fehlerbehaftet sein. Die Kopfvorgabetrajektorie kann durch Ungenauigkeiten der 3D-Filmanalyse als Optimierungsgröße ebenfalls fehlerbehaftet sein. Zum Ausgleich dieser Ungenauigkeiten werden die zu führenden Starrkörper über Führungssysteme geführt. Das Führungssystem besteht aus einer Feder-Dämpfer Kombination mit einer spezielle Feder- und Dämpfercharakteristik die dem Modell einen Ausgleich innerhalb von 3mm (Genauigkeit 3D-Filmanalyse) ermöglichen. Diese geben dem Modell die Möglichkeit, diese Ungenauigkeiten innerhalb eines definierten Toleranzbereichs auszugleichen, ohne dabei merkliche Abweichungen zwischen der Vorgabetrajektorie und der tatsächlichen Trajektorie der kinematischen Kette zuzulassen.

7. BEWERTUNG DER VORGABETRAJEKTORIEN DER KINEMATISCHEN KETTE

Das Kapitel der Bewertung der Vorgabetrajektorie behandelt die Bewertung der Abweichung der Kräfte und Momente zwischen der elektrischen Messtechnik und der Systemantwort des FE-Nackens nach der Führung der kinematischen Kette. Nach dem Prinzip der kinematischen Kette ist die ermittelte Thoraxtrajektorie der realen Thoraxtrajektorie am ähnlichsten, bei der die Abweichungen der Nackenkräfte und Momente am geringsten sind (siehe Kapitel 2.4). Daraus ergibt sich, dass die Abweichungen und die Änderung der Abweichungen der Nackenkräfte und Momente bei variierenden Vorgabetrajektorien des Thorax bewertet werden müssen.

7.1 Anforderungen und Problemstellungen der Bewertung der Vorgabetrajektorie

Eine Möglichkeit die Verbesserung oder Verschlechterung der Vorgabetrajektorie zu detektieren ist die Reduktion der Abweichungsverläufe der Kräfte und Momente auf eine skalare Größe. Zusätzlich soll ein Fehlerband der Thoraxvorgabetrajektorie, ebenfalls aus den Abweichungsverläufen der Nackenkräfte und Momente, abgeschätzt werden.

7.1.1 Bestimmung einer skalaren Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie

Anforderung an eine skalare Größe zur Bewertung der Abweichungen der Kräfte und Momente ist die Bestimmung eines Absolutwertes für die automatisierte Optimierung. Dabei sollen eindeutige Aussagen getroffen werden, ob sich die variierte Vorgabetrajektorie des Thorax verbessert oder verschlechtert. Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem auf- oder absteigenden Wert der skalaren Größe und der gleichen Tendenz der zu beurteilenden Lösung ist dabei ideal. Ziel ist die Bewertung und Objektivierung der Vorgabekurven im Vergleich zur gesuchten, realen Kinematik und das Detektieren einer Verbesserung oder Verschlechterung bei unterschiedlichen Vorgabekurven aus den Abweichungen der Kräfte und Momente. Problemstellungen in der Methode zur Bestimmung der skalaren Größe ergeben sich aus dem kombinierten Vergleich der Abweichungen der Kräfte und Momente. Diese müssen in einem einzigen Wert zusammengefasst werden und zusätzlich muss der gesamte Verlauf der Abweichungen miteinfließen. Der Vorteil einer skalaren Größe liegt in der Eindeutigkeit des Ergebnisses. Ob die Vorgabetrajektorie besser oder schlechter ist als die Vorangegangene geht eindeutig hervor. Der Nachteil dieser Methode zur Bewertung der Abweichungen ist die nicht eindeutige Interpretierbarkeit, wie gut die durchgängige Lösung tatsächlich ist.

7.1.2 Bestimmung einer Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie - Fo2Ds

Die Problemstellung in der Bewertung der Vorgabetrajektorie liegt in der objektiven Auslegung der Information über die Verläufe und Größenordnung der Abweichungen der Nackenkräfte und Momente. Aus den Abweichungen der Kräfte und Momente kann nicht direkt auf das Fehlerband der Vorgabetrajektorie des Thorax geschlossen werden. Ziel ist daher die Ermittlung einer Methode zur Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie durch die Umrechnung der schwer interpretierbaren Abweichung der Nackenkräfte und Momente in eine äquivalente Abweichung der Thoraxbahn. Im Vordergrund steht die Korrelation zwischen Kräfteabweichungen des Nackens und der wahrscheinlichen

Positionsabweichung des Thorax zur Plausibilisierung der Kinematik. Da es sich bei der Methode um eine Umrechnung einer Kraft in eine adäquate Position handelt wird diese in weiterer Folge als Fo2Ds-Umrechnung (Force to Displacement) bezeichnet. Der Vorteil einer Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie liegt in der einfachen Interpretation des Ergebnisses der Fo2Ds-Umrechnung (Angabe der Abweichung der ermittelten Thoraxbahn in Millimeter), im Vergleich zur Interpretation der Abweichung der Kräfte und Momente. Nachteil des Verfahrens ist ein möglicher nicht eindeutiger Zusammenhang in der Fo2Ds-Umrechnung.

7.1.3 Lösungsansatz

Beide Methoden zur Bewertung der Vorgabetrajektorie haben Vorteile, die für die Durchführung des Prinzips der kinematischen Ketten zur Thoraxkinematikbestimmung essentiell sind. Der Lösungsansatz ist daher die Kombination beider Ansätze. Die Anwendung einer geeigneten skalaren Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie ist die Suche nach der besten Lösung durch den Optimierungsprozess, in dem die Vorgabetrajektorien des Thorax variiert werden (Minimierung der Abweichung). Die Anwendung der Abschätzung des Fehlerbandes der ermittelten Vorgabetrajektorie aus dem Optimierungsprozess liefert im Anschluss die wahrscheinlichen Abweichungen der Thoraxbahn zur einfachen Plausibilisierung und Abschätzung der Genauigkeit des Optimierungsergebnisses.

7.2 Skalare Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie

Ein probates Mittel und häufig angewendete Methode um zwei Kurven durch ein Skalar zu vergleichen, ist der RMS-Wert der Differenz der beiden Kurven. RMS steht in der englischen Sprache für Root Mean Square und definiert den quadratischen Mittelwert eines zeitabhängigen physikalischen Messwertes [Bergmann K., 2003], [Weißgerber W., 2009]. Diese Berechnungsroutine ist unabhängig von der Aufzeichnungsrate und Simulationsdauer. Negative und positive Abweichungen werden über den gesamten Bereich der Abweichungskurven betrachtet. Je näher der RMS-Wert gegen 0 geht, desto geringer sind die Abweichungen der beiden Kurven und desto besser stimmt die Vorgabetrajektorie mit der Realität überein (absoluter Wert). Die einzelnen Richtungen der Abweichung der Kräfte und Momente werden über die resultierende Abweichung der X-, Y- und Z- Richtung zusammengefasst. Zur Bestimmung der Einzelfehler wird der RMS-Wert für die Kräfte und Momente getrennt bestimmt. Die Normierung der beiden Einzelfehler erlaubt die kombinierte Bewertung von Kräften und Momenten. Die Normierung erfolgt mit der Information aus der Messgenauigkeit der Kraftmessdosen aus dem Kapitel 3.3.3 durch die Division des Kraft-RMS-Wertes durch 200N (σ_{FO}) und durch die Division des Momenten-RMS-Wertes durch 20Nm (σ_{MO}). Ein modifizierter Berechnungsalgorithmus liefert die Möglichkeit zur Gewichtung einzelner Richtungen, um unterschiedliche richtungsspezifische Sensitivitäten des Nackenmodells in der Berechnung zu berücksichtigen oder um entweder Abweichungen der Kräfte oder Momente stärker in die Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie miteinfließen zu lassen. Die allgemeine Formel des RMS- Wertes lautet [Purcaru D. et al, 2006]:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T y^2(t) dt} \quad (7.1)$$

Dabei ist T die Zeitdauer des zeitabhängigen Signals $y(t)$. Mittels Näherungsverfahren und unter der Annahme, dass die zeitlichen Abstände der Signale konstant sind, ergibt sich aus (7.1)

$$RMS \approx \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2} \quad (7.2)$$

wobei n die Gesamtanzahl an einzelnen Messsignalen ist. Diese Formel angewandt auf die Fragestellung der Bewertung der Kräfte und Momente ergibt folgenden kombinierten Algorithmus:

$$RMS_{Bew} = \left[\frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(g_{x,y,z} \cdot FO_{Diff}(x_i, y_i, z_i) \right)^2}{\sigma_{FO}} \right] + \left[\frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(q_{x,y,z} \cdot MO_{Diff}(x_i, y_i, z_i) \right)^2}{\sigma_{MO}} \right] \quad (7.3)$$

Der Teil $g_{x,y,z} \cdot FO_{Diff}(x_i, y_i, z_i)$ und $q_{x,y,z} \cdot MO_{Diff}(x_i, y_i, z_i)$ steht dabei für die resultierende Abweichung, wobei jede einzelnen Richtung durch einen eigenen Faktor gewichtet wird. $g_{x,y,z}$ ist dabei die Gewichtung der einzelnen Richtungen der Kräfte und $q_{x,y,z}$ jene der Momente. Bei der Bewertungsberechnung erfolgt in einem ersten Ansatz keine Gewichtung einzelner Richtungen oder physikalischer Größen. Daraus ergibt sich der Berechnungsalgorithmus der adaptieren RMS-Berechnung zur Bestimmung eines Skalars zur Bewertung der Abweichung der Kräfte und Momente, um Verbesserungen der Vorgabetrajektorie zu detektieren.

$$RMS_{Bew} = \left[\frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\sqrt{FO_{xDiff}(i)^2 + FO_{yDiff}(i)^2 + FO_{zDiff}(i)^2} \right)^2}{200} \right] + \left[\frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\sqrt{MO_{xDiff}(i)^2 + MO_{yDiff}(i)^2 + MO_{zDiff}(i)^2} \right)^2}{20} \right] \quad (7.4)$$

Eine Alternative zum RMS-Wert ist beispielsweise die Kurvenanalyse-Software CORA (CORrelation and Analysis) [Thunert C., 2012]. Dadurch kann die Korrelation zweier Kurven berechnet werden. Die Software arbeitet mit mehreren Bewertungsmethoden, mit denen meist Simulationsergebnisse mit Referenzversuchen verglichen werden. Für eine CORA Bewertung müssen vorab eine relativ hohe Anzahl an Parametern definiert werden, die das Bewertungsergebnis maßgeblich beeinflussen und setzt einen gewissen Mehraufwand und Voruntersuchungen voraus [Thunert C., 2012]. Mögliche Anwendungsgebiete von CORA sind etwa der Vergleich von mehreren Dummymodellen oder zur Approximation von kollisionsbedingten Geschwindigkeitskurven [Gehre C. et al., 2009], [Gehre C. et al., 2011], [D'Souza R. et al., 2012], [Meier A. et al., 2013]. Durch die Nachteile einer zusätzlichen Software und des hohen Aufwands an Voruntersuchungen zur Bestimmung der geeigneten Parameterwerte und der starken Abhängigkeit des Ergebnisses von diesen bestimmten Parametern zur Kurvenkorrelation, ist CORA beziehungsweise eine Kurvenanalyse-Software nicht die optimale Lösung um die Verbesserung der Vorgabetrajektorie zu bestimmen.

7.3 Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie (Fo2Ds)

Für die Umsetzung einer Methode zur Bestimmung einer Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie durch die Fo2Ds-Umrechnung muss eine Methode gefunden werden, die den Zusammenhang zwischen den bekannten Nackenkräften und Momenten aus der Analyse der Abweichungen und den daraus resultierenden Thoraxpositionen herstellt. Um diesen Zusammenhang zu ermitteln wird das Prinzip der kinematischen Kette genutzt.

7.3.1 Methode und Einflussfaktoren der Bestimmung des Fo2Ds-Zusammenhangs

Die Sensitivität des Nackens und die Systemantwort des Simulationsmodells auf definierte unterschiedliche Thoraxbewegungen bilden die Grundlage zur Bestimmung der Umrechnungsfaktoren von den Abweichungen der Kräfte auf äquivalente Abweichungen der Thoraxposition. Die Bestimmung des Fo2Ds-Zusammenhangs erfolgt durch die Abstrahierung des Verhaltens des Nackenmodells auf Lookup-Tables die

den Zusammenhang zwischen Nackenkräften und Thoraxpositionen an definierten Stützstellen beinhaltet. Um diesen Zusammenhang zu bestimmen, werden Prinzipuntersuchungen durchgeführt. Dabei werden die sechs Freiheitsgrade des Kopfes im Simulationsmodell gesperrt. Bei fix eingespanntem Kopf wird der Thorax entlang einer definierten Vorgabetrajektorie geführt und die daraus resultierenden Nackenkräfte und Momente in Abhängigkeit von der relativen Thoraxposition analysiert. Dabei werden über gezielte Vorgabetrajektorien immer spezielle Thoraxpunkte bei unterschiedlichen Belastungsgeschwindigkeiten angefahren beziehungsweise durchfahren und die sich ergebenden Nackenkräfte und Momente analysiert. Dadurch kann ein eindeutiger Zusammenhang zwischen den Nackenkräften und Momenten und einer definierten Thoraxposition bestimmt werden, der für die Fo2Ds-Umrechnung verwendet werden kann. Der generelle Ablauf der Prinzipuntersuchungen zur Bestimmung des Zusammenhangs der Fo2Ds-Umrechnung durch das Anfahren spezieller Thoraxpunkte ist in Abbildung 7-1 dargestellt.

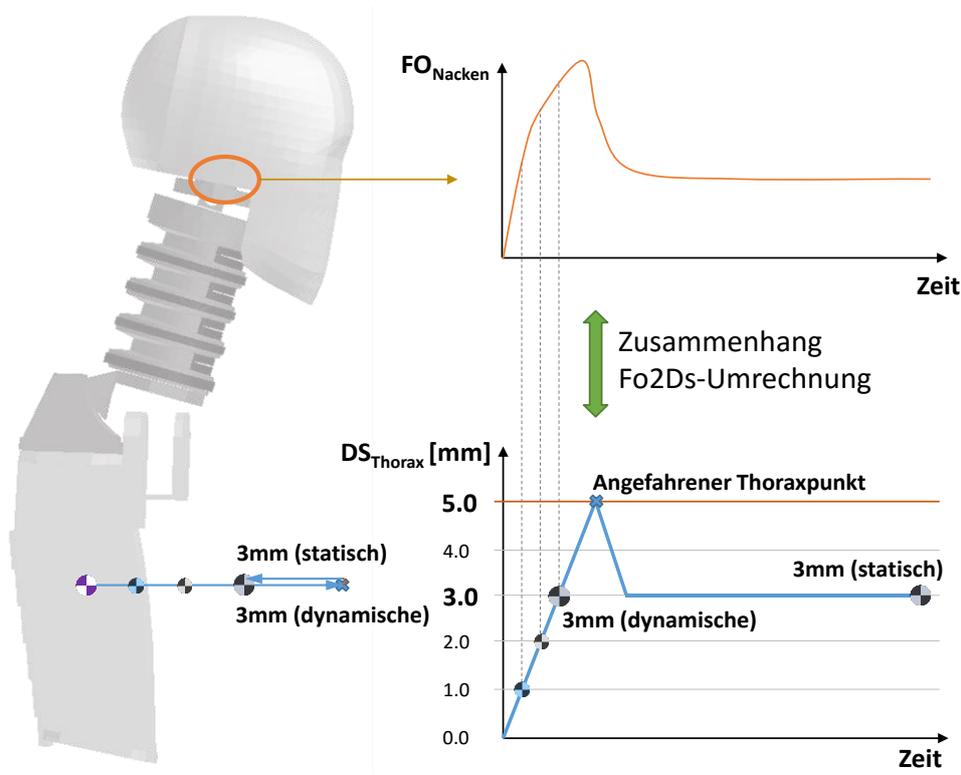


Abbildung 7-1: Ablauf der Prinzipuntersuchung zur Bestimmung des Fo2Ds-Zusammenhang durch das Anfahren eines speziellen Thoraxpunktes

Die Führung des Thorax entlang der Vorgabetrajektorie zum Anfahren spezieller Thoraxpunkte erfolgt immer im globalen DK-System. Dabei wird immer ein Thoraxpunkt angefahren der 5mm von der Ausgangslage entfernt ist. Thoraxpositionen zwischen Null und 5mm werden dynamisch durchfahren. Danach wird die Thoraxposition auf 3mm zurückgenommen und diese Position gehalten. Dadurch kann das dynamische Verhalten des Nackens beim Durchfahren einer Thoraxposition im Vergleich zu einer statisch erzwungenen Position analysiert werden. Die 3mm wurden bewusst aufgrund der Genauigkeit der 3D-Filmanalyse gewählt. Durch die Analyse der Nackenkräfte bei bestimmten Positionen (Bsp.: 1mm, 2mm, 3mm) die beim Anfahren des Punktes mit dem Abstand von 5mm durchfahren werden, ergibt sich der Zusammenhang für die Fo2Ds-Umrechnung. Die erste Vereinfachung der Prinzipuntersuchungen ergibt sich aus der Vernachlässigung von Relativverdrehungen zwischen dem Kopf und dem Thorax. In den Prinzipuntersuchungen werden nur Verschiebungen betrachtet. Die maximale Länge der

Thoraxverschiebung liegt bei maximal 5mm. Die Validität und der Fokus der Anwendung der Fo2Ds-Umrechnung liegen somit bei geringen Thoraxabweichungen beziehungsweise geringen Abweichungen der Kräfte und Momente und somit im Bereich der gesuchten Lösungsgenauigkeit. Aufgrund der Komplexität des Nackens kann die Systemantwort des Simulationsmodells von folgenden Einflussfaktoren der Thoraxbewegung abhängen:

- Richtungsabhängigkeit
- Bewegungskombinationsabhängigkeit
- Geschwindigkeitsabhängigkeit
- Abhängigkeit der Länge des Verfahrenswegs

Abhängig von diesen Eigenschaften ergeben sich theoretische Lookup-Tables die sich aus drei dreidimensionalen Matrizen zusammensetzen [Hsiang J. et al, 1998], [Sheikholeslami A. et al, 1998]. Jede einzelne Matrix beinhaltet die zugehörige Kraft einer einzelnen Richtung, die abhängig ist von der Länge und Richtung des Verfahrensweges (D), der Geschwindigkeit (V) und der Bewegungskombination (K). Der Aufbau der theoretischen Lookup-Tables, die das Verhalten des Nackens auf gezielte Thoraxbewegungen als Funktion der vier Einflussfaktoren beinhalten, ist in Abbildung 7-2 dargestellt.

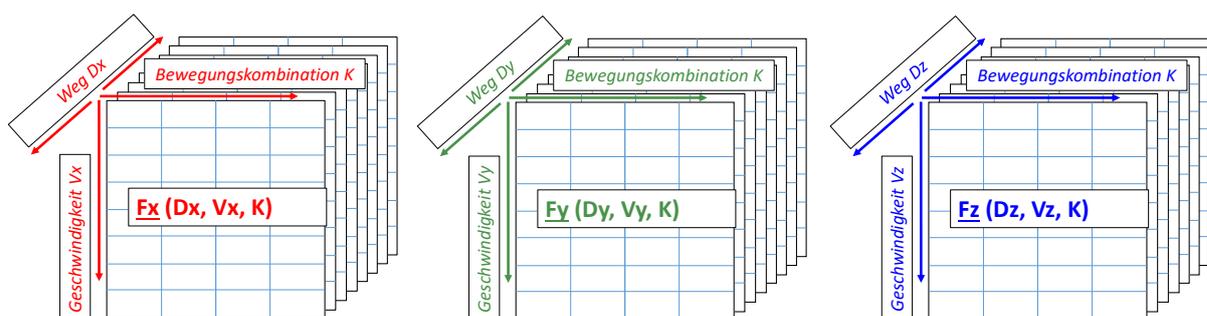


Abbildung 7-2: Theoretischer Aufbau der Lookup-Tables mit dem Verhalten des Nackens auf gezielte Thoraxbewegungen abhängig von der Richtung, Bewegungskombination, Geschwindigkeit und Länge

Um die Komplexität und Größe der Lookup-Tables zu reduzieren werden die einzelnen möglichen Einflüsse sukzessive analysiert. Ziel der Prinzipuntersuchungen sind die Einträge der Lookup-Tables unter Berücksichtigung aller relevanten Einflussparameter.

7.3.2 Richtungsabhängigkeit

Zur Analyse der Richtungsabhängigkeit des Nackens werden Thoraxpositionen in jeder einzelne Richtung sowohl in positiver und negativer Richtung angefahren. Das Ergebnis der Nackenkraft dargestellt über den Verfahrensweg des Thorax ist in Abbildung 7-3 dargestellt. Die Diagramme zeigen den Einfluss einzelner Bewegungsrichtungen durchgeführt bei einer Verfahrensgeschwindigkeit von 0.5m/s. Eine Analyse der Verläufe zeigt die starke Richtungsabhängigkeit des Nackens auf Thoraxverschiebungen in X-, Y- und Z-Richtung. Eine um die 10-fach höhere Skalierung der Ordinate der Z-Richtung zeigt die hohe Sensitivität des Nackens auf Zug- und Druckbelastung im Vergleich zu den beiden Scherbelastungen (X- und Y-Richtung), wobei der Nacken auf eine Zugbelastung wesentlich sensibler reagiert (negative Z-Richtung). Der Anstieg der Kraft-Weg-Kurven in allen drei Richtungen ist ab einem Millimeter annähernd linear, ein daraus bestimmter Umrechnungsfaktor scheint in einer ersten Untersuchung nicht abhängig vom Gesamtweg. Ein zusätzlicher Vergleich der Kurvenwerte bei 3mm zeigt den Unterschied zwischen einer dynamischen durchfahrenen und statisch gehaltenen Thoraxposition.

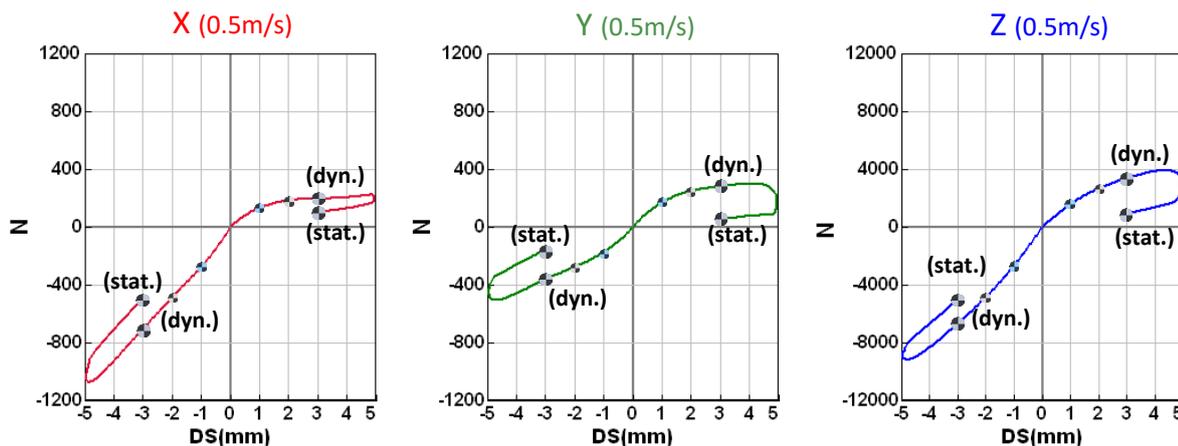


Abbildung 7-3: Richtungsabhängigkeit des Nackens auf Thoraxverschiebung in aller Richtung bei einer Verfahrensgeschwindigkeit von 0.5m/s

Die Richtungsabhängigkeit ist in alle drei Richtungen gegeben, somit müssen die X-, Y- und Z-Richtungen immer getrennt behandelt werden. Die Kräfte der X- und Z-Richtung sind ebenfalls abhängig vom Vorzeichen der Bewegungsrichtung.

7.3.3 Bewegungskombinationsabhängigkeit

Werden alle Möglichkeiten berücksichtigt, ergeben sich acht unterschiedliche Bewegungskombinationen. Dabei muss jeder Punkt, der durch eine spezielle Bewegungskombination definiert wird, einzeln angefahren werden. Die einzelnen Bewegungskombinationen und der Einfluss einer geringen Bewegung von nur einem Millimeter bei einer Geschwindigkeit von 0.5 m/s sind in Abbildung 7-4 ersichtlich. Bei einem Anfahren des Punktes P1 erfolgt die Thoraxverschiebung ausschließlich in positiver, bei dem Punkt P7 nur in negativer globaler X_{DK} , Y_{DK} - und Z_{DK} -Richtung. Die linke Graphik zeigt die möglichen Bewegungskombinationen. Die genaue Aufschlüsselung des Einflusses der Bewegungskombinationen ist in der rechten Tabelle ersichtlich und zeigt den Einfluss der erzwungenen Thoraxbewegung auf die Nackenschnittkräfte und Momente. Die X-Z Ebene des Dummy ist bei der Analyse des Bewegungseinflusses eine Symmetrieebene des Nackens (nur Y-Kräfte annähernd ident). Eine Detailanalyse der Z-Kräfte zeigt die unterschiedliche Größenordnung zwischen Zug- und Druckkraft beziehungsweise bei positiver und negativer Z-Bewegung. Beides bestätigt die Ergebnisse der Untersuchung der Richtungsabhängigkeit. Eine starke Bewegungskombinationsabhängigkeit zeigt die X- Richtung beeinflusst durch die Z-Bewegung. Auffallend dabei sind die Unterschiede zwischen rein positiver und negativer Bewegung (P1/P2 und P7/P8) die sich um den Faktor 2 unterscheiden und ähnlich große Unterschiede wie die Zug- und Druckkraft aufweisen. Eine Kombination aus negativer X-Bewegung bei positiver Z-Bewegung (P3/P4) ergibt sehr geringe X-Nackenskräfte. Am auffallendsten sind die Bewegungspunkte P5/P6 bei denen es durch die Kombination einer positiven X-Bewegung in Kombination mit einer negativen Z-Bewegung zu einer negativen Nackenscherkraft in X-Richtung kommt.

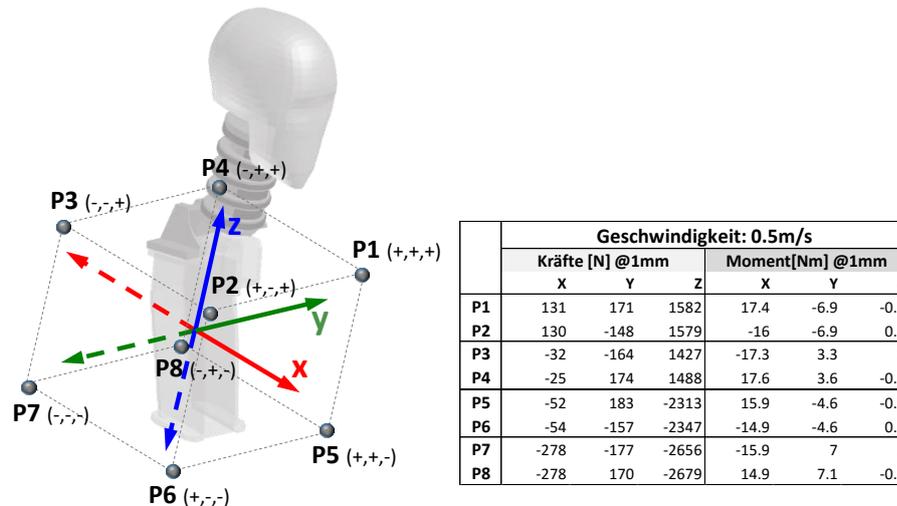


Abbildung 7-4: Überblick aller möglichen Thorax-Bewegung-Kombinationen bei fix eingespanntem Kopf und der Einfluss der gezielten Bewegung beim Anfahren aller einzelnen Punkte auf die Kräfte und Momente

Bewegungskombinationen müssen somit nur für die Fo2Ds-Umrechnung der X-Richtung, durch die Analyse der Z-Kraft und des Y-Moments berücksichtigt werden.

7.3.4 Geschwindigkeitsabhängigkeit

Die Größenordnung der Relativgeschwindigkeit zwischen Kopf und Thorax als Referenz für die Bewegungsanalyse liegt bei den Methodenentwicklungsversuchen zwischen 0m/s und 5m/s. Diese Werte ergeben sich direkt aus der Analyse des Versuchs G3.1. Um die Geschwindigkeitsabhängigkeit zu ermitteln werden die relevanten Thoraxpositionen mit unterschiedlichen Verfahrensgeschwindigkeiten angefahren. Bei einem Abtastbereich zwischen 0.1m/s und 6m/s mit einer Schrittweite von 0.5m/s ergeben sich 13 Geschwindigkeitsbereiche. Abbildung 7-5 zeigt die Geschwindigkeitsabhängigkeit des Nackenmodells der einzelnen Kraftrichtungen. Eine starke Geschwindigkeitsabhängigkeit des Nackens ist in jeder Richtung erkennbar. Die Ausprägungen unterscheiden sich dabei abhängig von der Bewegungsrichtung und Bewegungskombination.

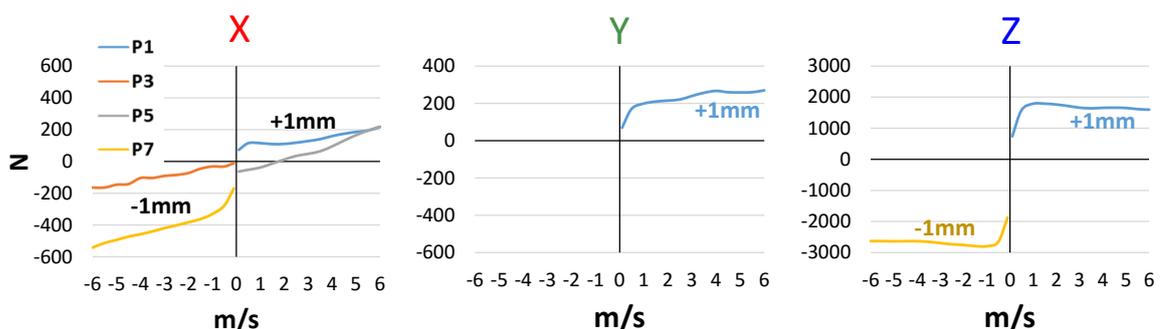


Abbildung 7-5: Geschwindigkeitsabhängigkeit des Nackenmodells beim Anfahren der relevanten Thoraxpositionen und einem Fahrweg von einem Millimeter

Die Nackenkräfte ändern sich über den gesamten Geschwindigkeitsbereich durchschnittlich um das 3-4 fache. Beispielsweise ändert sich die Nackenkraft in X-Richtung bei einer Bewegung von einem Millimeter

von -170N bei 0.1m/s auf -542N bei 6m/s um mehr als 300%. Die Geschwindigkeitsabhängigkeit ist daher eine wichtige Komponente in der Fo2Ds-Umrechnung und muss in der Umrechnung jeder Richtung berücksichtigt werden.

7.3.5 Abhängigkeit der Länge des Verfahrenswegs

Der Einfluss der Länge des Verfahrenswegs wurde bereits in Kapitel 7.3.2 analysiert. Der Einfluss der Länge der Thoraxverschiebung über den gesamten Geschwindigkeitsbereich ist exemplarisch in positiver Z_{DK} -Richtung in der Abbildung 7-6 dargestellt.

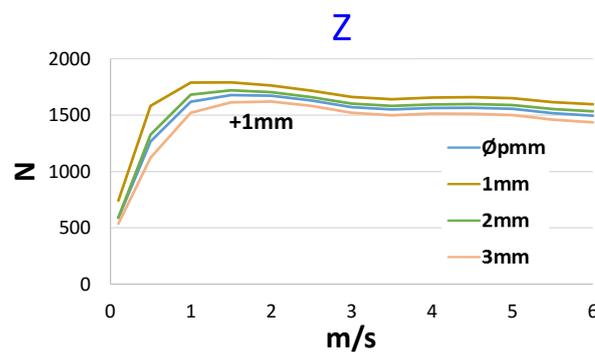


Abbildung 7-6: Einfluss der Länge der Thoraxverschiebung über den gesamten analysierten Geschwindigkeitsbereich in positiver Z_{DK} -Richtung

Um die Kurven besser miteinander vergleichen zu können, werden die Werte immer in Bezug auf einen Millimeter zurückgerechnet. Ebenso sind die durchschnittlichen Z-Kräfte aller drei Bewegungslängen abgebildet. Der durchschnittliche Unterschied zwischen 1mm, 2mm und 3mm liegt über den gesamten Geschwindigkeitsbereich bei 187N. Im Verhältnis zur Geschwindigkeitsabhängigkeit des Nackens ist die Abhängigkeit der Relativbewegungslänge gering und wird in erster Annäherung als linear in die Fo2Ds-Umrechnung übernommen. Bei geringen Verfahrenswegen unter 3mm muss der Einfluss der Länge nicht berücksichtigt werden und für die Fo2Ds-Umrechnung kann ausgehend von der Kraft bei einem Millimeter auf höhere Kräfteabweichungen extrapoliert werden.

7.3.6 Look-up Table der Fo2Ds Umrechnung

Aus dem Zusammenführen dieser Erkenntnisse ergibt sich eine Matrix der Bewegungssensitivität des Nackens, die für die Fo2Ds-Umrechnung verwendet wird. Für die Umrechnung ist eine Sensitivitätsmatrix nötig, die Bewegungskombinationen, Bewegungsrichtungen inklusive Vorzeichen der Bewegung und die Bewegungsgeschwindigkeit beinhaltet. Vernachlässigbar ist dabei die Bewegungslänge, deren Einfluss im Vergleich zu den anderen Einflussfaktoren als gering angesehen werden kann. Für die Fo2Ds-Umrechnung der Kräfteabweichungen in äquivalente Thoraxabweichungen zur Abschätzung eines Fehlerbadens der Thorax-Vorgabetrajektorie wird abhängig von der Richtung, der aktuellen Bewegungskombination und der Relativgeschwindigkeit zwischen Kopf und Thorax zwischen den einzelnen Werten des Lookup-Tables der Nackensensitivität interpoliert.

$F_x(V_x, K)$ bei 1mm

$F_y(V_x)$ bei 1mm

$F_z(V_x)$ bei 1mm

Bewegungskombination K

→

Geschwindigkeit V_x [m/s]	<i>Bewegungskombination K</i>			
	P1	P3	P5	P7
0.1	72.6	-11.6	-63.0	-170.0
0.5	115.0	-32.0	-52.0	-278.0
1.0	115.0	-32.0	-38.0	-331.0
1.5	109.0	-46.0	-13.0	-363.0
2.0	110.0	-73.0	12.0	-383.0
2.5	118.0	-85.0	35.0	-402.0
3.0	128.0	-91.0	48.0	-420.0
3.5	140.0	-104.0	64.0	-440.0
4.0	159.0	-104.0	95.0	-458.0
4.5	174.0	-142.0	131.0	-473.0
5.0	185.0	-146.0	165.0	-494.0
5.5	194.0	-164.0	194.0	-513.0
6.0	216.0	-164.0	219.0	-542.0

Geschwindigkeit V_y [m/s]	+/-	
	+	-
0.1	69.0	
0.5	171.0	
1.0	199.0	
1.5	210.0	
2.0	215.0	
2.5	221.0	
3.0	240.0	
3.5	257.0	
4.0	267.0	
4.5	260.0	
5.0	259.0	
5.5	260.0	
6.0	270.0	

Geschwindigkeit V_z [m/s]	+		-	
	+	-	+	-
0.1	741.0	-1879.0		
0.5	1582.0	-2656.0		
1.0	1788.0	-2795.0		
1.5	1790.0	-2792.0		
2.0	1763.0	-2754.0		
2.5	1716.0	-2733.0		
3.0	1661.0	-2692.0		
3.5	1641.0	-2653.0		
4.0	1656.0	-2635.0		
4.5	1660.0	-2633.0		
5.0	1651.0	-2637.0		
5.5	1615.0	-2632.0		
6.0	1597.0	-2630.0		

Tabelle 7-1: Lookup-Table der Nackensensitivität zur Fo2Ds-Umrechnung

7.4 Bewertung der Vorgabetrajektorie nach der Führung der kinematischen Kette mit elektrischen Messdaten

Die Kräfteabweichungen bei der Führung des FE-Modells der kinematischen Ketten entlang der Vorgabetrajektorien, berechnet aus den Sensordaten der elektrischen Messtechnik, sind in Abbildung 7-7 dargestellt.

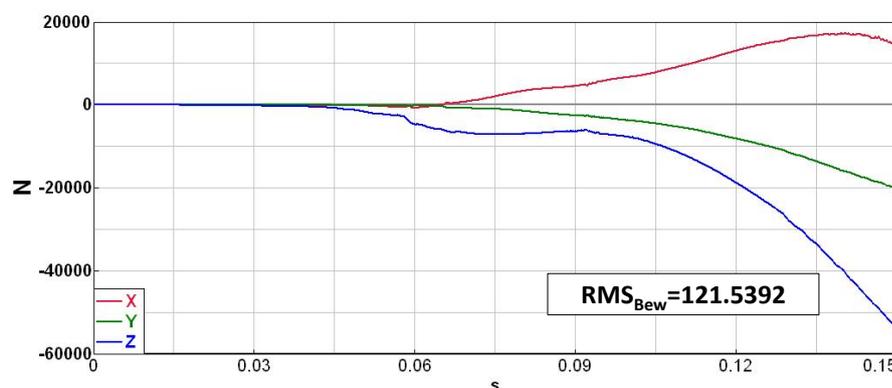


Abbildung 7-7: Abweichungen der Nackenkräfte nach der Führung der kinematischen Kette entlang der aus den Sensordaten der elektrischen Messtechnik berechneten Vorgabetrajektorien des Methodenentwicklungsversuchs G3.1 und Bewertung der Abweichungen über die skalare Größe des adaptierten RMS-Wertes

Wird die Berechnungsroutine des RMS-Wertes aus Formel 7.4 auf die Abweichungen der Kräfte und Momente des Versuch G3.1 angewandt, ergibt sich eine skalare Größe zur Bewertung der Vorgabetrajektorien für den adaptierten RMS-Wert von 121.5392. Der Nachweis der Funktionalität des adaptierten RMS-Wertes zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie erfolgt im Kapitel 8. Die Umrechnung der Kräfteabweichung mit Fo2Ds-Lookup-Table unter Berücksichtigung aller relevanter Einflussfaktoren ergibt das Fehlerband der Thorax-Vorgabetrajektorie nach der Führung der kinematischen Kette entlang der Vorgabetrajektorie aus der elektrischen Messtechnik der Methodenentwicklungsversuchs G3.1. Dieser Fehler ist in Abbildung 7-8 dargestellt.

Bewertung der Vorgabetrajektorien der kinematischen Kette

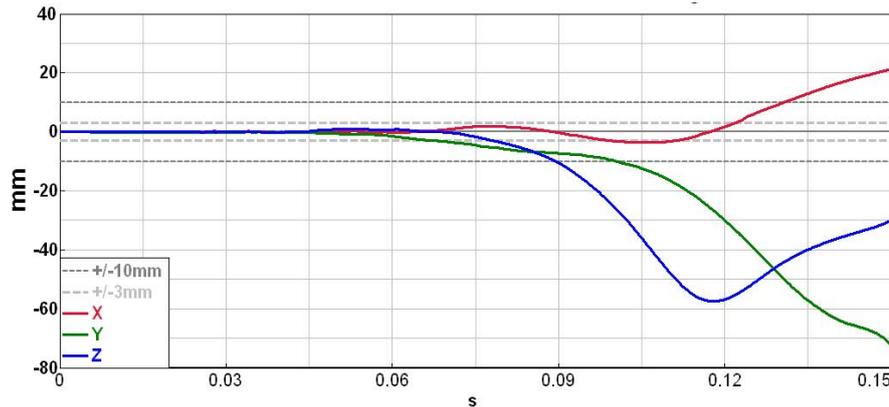


Abbildung 7-8: Abschätzung des Fehlerbandes durch die Fo2Ds-Umrechnung nach der Führung der kinematischen Kette entlang der aus den Sensordaten der elektrischen Messtechnik berechneten Vorgabetrajektorien des Methodenentwicklungsversuchs G3.1

Aus der Fo2Ds-Umrechnung ergibt sich eine Abschätzung des Fehlers der Thoraxvorgabetrajektorie von 7cm. Die tatsächliche maximale Abweichung der Vorgabetrajektorie Simulation vom Video beträgt 5cm. Die Größenordnung der Umrechnung stimmt somit mit der Realität überein und erleichtert die Interpretation der Abweichungskurven der Kräfte und Momente, obwohl die Validität der Fo2Ds-Umrechnung aus den Prinzipuntersuchungen bei geringen Thoraxabweichungen liegt (kleiner 3mm). Auch bei der Fo2Ds-Umrechnung erfolgt die ausführliche Objektivierung des Verfahrens zu Bewertung der Vorgabetrajektorien im Kapitel 8, mit dem Fokus auf dem Optimierungsergebnis.

7.5 Fazit

Die Bewertung der Vorgabetrajektorie erfolgt über die Abweichung der Kräfte und Momente zwischen der elektrischen Messtechnik und der Systemantwort des FE-Nackens nach der Führung der kinematischen Kette. Die Bewertung kann auf zwei Arten geschehen, entweder durch eine geeignete skalare Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie oder durch die Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie, wobei eine Kombination von beiden am zielführendsten ist. Um Verbesserungen der Vorgabetrajektorie zu detektieren wird eine adaptierte RMS-Berechnung verwendet, welche die Bewertung der Einzelfehler durch die Normierung mit der Information aus der Messgenauigkeit der Kraftmessdosen kombiniert. Der adaptierte RMS-Wert wird zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie und zur Suche nach der besten Lösung durch den Optimierungsprozess durch Variation der Vorgabetrajektorien des Thorax verwendet. Den Zusammenhang für die Fo2Ds-Umrechnung der Kräfteabweichungen in äquivalente Thoraxabweichungen zur Abschätzung eines Fehlerbandes der Thorax-Vorgabetrajektorie liefern Lookup-Tables der Nackensensitivität. Deren Einträge werden aus Prinzipuntersuchungen abgeleitet, die abhängig von der Richtung, der Bewegungskombination und der Relativgeschwindigkeit zwischen Kopf und Thorax sind. Die Fo2Ds-Umrechnung findet Anwendung im Anschluss an den Optimierungsprozess und liefert die zu erwartenden Abweichungen der Thoraxbahn zur einfachen Plausibilisierung des Optimierungsergebnisses.

8. PRÄZISE DUMMYKINEMATIKBESTIMMUNG AUS CRASHTESTDATEN DURCH DIE KINEMATISCHE KETTE

Die Bestimmung der präzisen Dummykinematik befasst sich mit der Bestimmung der Kopf und Thoraxtrajektorie aus Crashtestdaten, mit dem Fokus auf der neuen Methode zur Kinematikbestimmung des Thorax über das Prinzip der kinematischen Kette. Bis zu diesem Kapitel wurde das Prinzip der kinematischen Kette, die Initialpositionierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition, die Berechnung und Führung der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien sowie die Bewertung der Vorgabetrajektorien behandelt. Dieses Kapitel befasst sich mit der Problemstellung, der Methodik und der Lösung, die Kinematik des Kopfes und des Thorax bestmöglich zu bestimmen, wobei der Fokus auf der Realisierung des Prinzips der kinematischen Kette liegt. Dabei unterscheiden sich die Methoden zwischen der Bestimmung der Kopf- und Thoraxkinematik. Das Prinzip der Bestimmung der Kopfkinematik verwendet die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik. Ausgangslage dafür ist das in [Sinz W. et al., 2015] vorgestellte Prinzip. Der Fokus wird dabei in die Verbesserung der Bahngenauigkeit durch geeignete Verfahrensupdates gelegt, um eine präzisere Ausgangslage für die Thoraxkinematikbestimmung zu schaffen. Ausgehend von der präzisen Kopfkinematik wird die Auswertestrategie für die automatisierte Suche nach der optimalen Bahn der Thoraxkinematik hergeleitet. Das Prinzip der Bestimmung der Thoraxkinematik ist dabei das Prinzip der kinematischen Kette und die Fusion der elektrischen Messtechnik mit dem FE-Dummymodell. Dabei soll ein allgemein gültiger systematischer Zielsuchalgorithmus zur Anpassung der Nackenkräfte und Momente gefunden werden (Prinzip der kinematischen Kette), der unter geeigneter Parameterwahl und Parameterauflösung, unabhängig vom Startwert das bestmögliche Ergebnis findet (gesuchte Thoraxtrajektorie).

8.1 Problemstellung der Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten

Die Führung der kinematischen Kette entlang der Vorgabetrajektorien berechnet aus Standardsensordaten und Standardeinmessdaten aus dem Methodenentwicklungsversuch G3.1 ergibt eine starke Nackenverspannung und eine Nackenkinematik die eindeutig nicht der gesuchten Kinematik entspricht. Besonders gut erkennbar ist die Nackenverspannung durch die Analyse der Nackenschnittkräfte und Momente und bei der Detailanalyse der Endposition bei 150ms (siehe Abbildung 8-1).

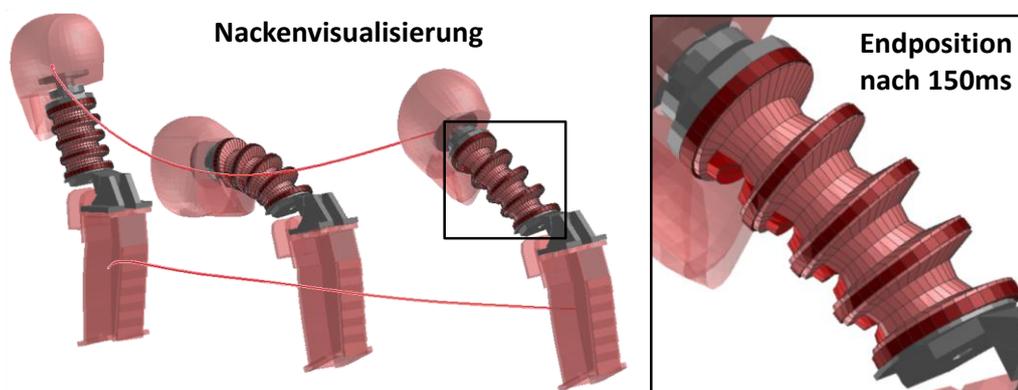


Abbildung 8-1: Bewegungsablauf des Nackenmodells bei der Führung von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgaben aus Standardsensordaten und positioniert mit Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1

Bei dem Versuch G3.1 kommt es zu einer starken Verzerrung der Nackenelemente in alle drei Richtungen, wobei eine hohe Zugbelastung besonders an den vorderen Nackenelementen (grellrot) zu erkennen ist. Eine Detailanalyse der aus der Bewegung resultierenden Abweichung der virtuellen Nackenschnittkräfte und Momente zur elektrischen Messtechnik des Realversuchs ist in Abbildung 8-2 dargestellt.

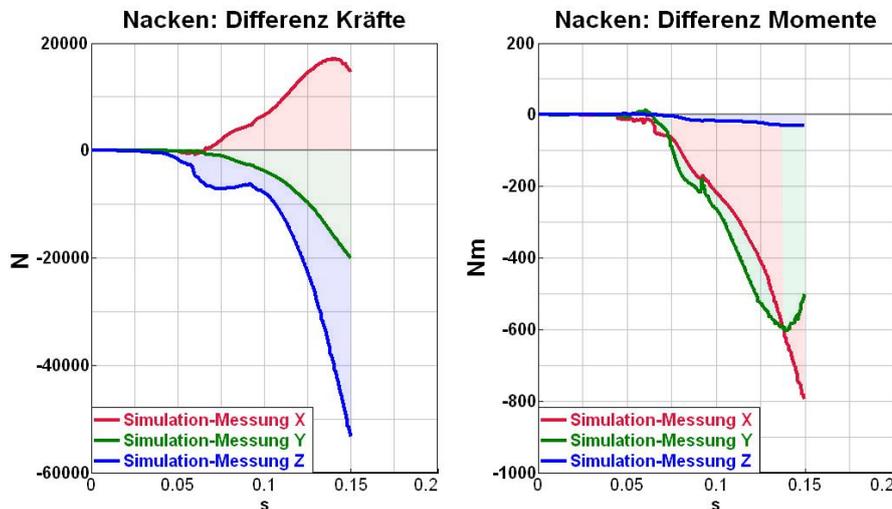


Abbildung 8-2: Abweichungen Nackenschnittkräfte und Momente aus der elektrischen Messtechnik und bei der Führung von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgaben aus Standardsensordaten und positioniert mit Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1

Aus der Führung des Modells von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgabe aus Standardsensordaten und Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1 ergeben sich Abweichungen der Kräfte von 17 kN in ${}^1X_{DK}$ -Richtung, 20 kN in ${}^1Y_{DK}$ -Richtung und sogar 54 kN in ${}^1Z_{DK}$ -Richtung. Die Abweichungen sind somit um ein Vielfaches höher als die eigentlichen Sensorsignale der elektrischen Messtechnik. Ebenfalls hoch sind die Abweichungen der Momente, mit 800 Nm und 608 Nm besonders um die ${}^1X_{DK}$ - und ${}^1Y_{DK}$ -Achse. Die gleiche Tendenz und Größenordnung weisen alle analysierten Versuche der drei Versuchsreihen auf. Die Abweichungen der beiden Bahnkurven zu den Bahnkurven der 3D-Filmanalyse und somit die Genauigkeit der Simulation ist in der Abbildung 8-3 dargestellt. Die Bahnkurven des Kopfes weichen von der tatsächlichen Videotrajektorie um bis zu 3 cm ab. Die größte Abweichung tritt dabei in Z-Richtung auf, wobei die Abweichungskurven generell mit fortlaufender Bewegungsdauer ansteigen. Ein Vergleich der Thoraxtrajektorie ergibt mit über 5 cm noch weitaus größere Abweichungen, die ebenfalls mit der Bewegungsdauer stetig ansteigen.

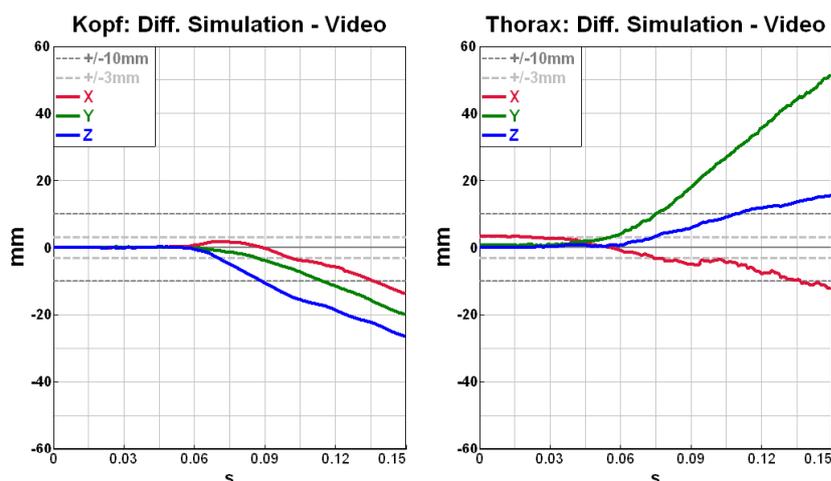


Abbildung 8-3: Abweichung der Bahnkurven zwischen der Videotrajektorie und bei der Führung von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgaben aus Standardsensordaten und positioniert mit Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1

Die Ursache für die Abweichungen liegt in den Messsignalen der verwendeten Versuchsdaten zur Berechnung Trajektorien (AC-, AV- Signale, Initialwinkel,...), die zwar im Toleranzbereich für ihren eigentlichen Zweck zur Bestimmung der Verletzungsschwere über biomechanische Kennwerte liegen, deren Genauigkeit für die präzise Kinematikbestimmung jedoch nicht ausreicht. AC steht dabei für Acceleration und AV für Angular Velocity.

8.2 Generelle Methode zur Bestimmung der präzisen Dummykinematik

Die generelle Methode zur Bestimmung der präzisen Dummykinematik liegt in der Fusion mehrerer Versuchsdaten und der Neuinterpretation der Messsignale durch das Bestimmen relevanter physikalischer Einflussparameter in der Berechnung der Vorgabetrajektorien. Diese Parameter werden durch die Überbestimmtheit des Lösungsgebietes ermittelt und in weiterer Folge als neuinterpretierte Einflussfaktoren in der Bahnberechnung berücksichtigt.

8.2.1 Grundprinzip der Datenfusion

Ziel der Datenfusion ist die Verbesserung der Trajektorie durch das systematische Variieren der berechneten Bahnkurven. Die Wahl einer neuen Trajektorie kann auf mehrere Arten geschehen. Der verwendete Ansatz ist die mathematische Modellierung von physikalischen Einflussparametern, wie etwa mathematisch modellierte Sensorfehler oder Initiallagen. Diese physikalischen Einflussparameter werden als Variablen in der Trajektorienberechnung modelliert und durch die Integration der Messsignale der elektrischen Messtechnik aus dem Realversuch berücksichtigt. Die Einflussparameter werden durch eine gezielte Variation der Werte und die Optimierung mithilfe von Zusatzinformationen bestimmt. Beim Kopf ist die Zusatzinformation beispielsweise die teilweise vorhandene Trajektorie aus der 3D-Filmanalyse, beim Thorax das Prinzip der kinematischen Kette. Der Vorteil ist dabei die Möglichkeit die Parameter nach der Optimierung zu plausibilisieren und die Möglichkeit die Parameter auf jeden einzelnen Punkt der Trajektorie unter physikalischen Gesetzmäßigkeiten in gleichem Ausmaß anzuwenden. Für die Plausibilisierung können zum Beispiel Kalibrierprotokolle oder Erfahrungswerte verwendet werden. Der Nachteil liegt darin, dass alle physikalisch relevanten Einflussfaktoren modelliert und deren Parameterwert bestimmt werden muss.

8.2.2 Physikalische Einflussparameter der Berechnung der Vorgabetrajektorien

Eine Übersicht über die relevanten und in dieser Arbeit analysierten Parameter, sowie deren physikalischer Hintergrund sind in der Abbildung 8-4 dargestellt. So werden etwa Offsetfehler oder Nichtlinearitäten als Sensorfehler in dieser Arbeit nicht berücksichtigt und daher nicht explizit angeführt. Generell lassen sich die Einflussparameter in die Gruppe der Sensorfehler, Anfangsbedingungen und Versuchsparameter zusammenfassen. Sensorfehler sind Parameter die sich direkt auf die Sensorsignale und somit auf die Ausgangsdaten der Bahnberechnung beziehen. Anfangsbedingungen werden in der Integration der Sensorsignale berücksichtigt. Versuchsparameter sind die Gruppe an Parametern die abhängig vom einzelnen Versuch sind, wobei sie einerseits auf geometrische Hintergründe des Sensoraufbaus zurückzuführen sind und andererseits Unterschiede verschiedener Messtechniken abbilden.

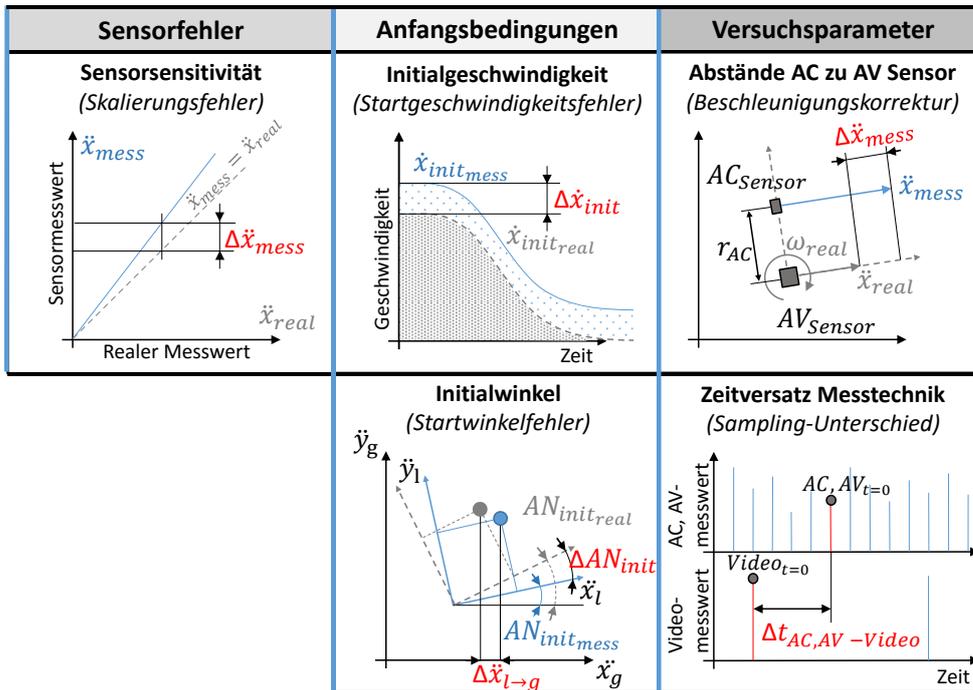


Abbildung 8-4: Mathematische modellierte Einflussparameter und deren physikalischer Einfluss auf die Trajektorienberechnung

Bei einem Skalierungsfehler beziehungsweise der Sensorsensitivität unterscheidet sich der Sensormesswert von dem realen Messwert um einen multiplikativen, über den gesamten Messbereich konstanten Faktor der zu einer Abweichung der Messgröße führt [Vagner M. et al., 2013]. Ein Skalierungsfaktor kann sich geringfügig aufgrund von Temperaturunterschieden über der Versuchsdauer ergeben [Xing Z. et al., 2008]. Weitere geringe Ungenauigkeit können aus der Kalibrierung des Sensors resultieren, in der die Sensitivität des Sensors festgelegt wird und die notwendig ist um die Sensorausgangsspannung in eine zu messende physikalische Größe umzurechnen [El-Diasty M et al., 2008], [Bergman Z, 2011], [Aggarwal P. et al., 2008]. Anfangsbedingungen sind die Initialgeschwindigkeit und die Initialwinkel die als variable Optimierungsgröße in die Bahnberechnung miteingehen. Durch Startgeschwindigkeitsfehler ändern sich die Flächen unter der Geschwindigkeitskurve und somit auch die Position, bei wiederholter Integration. Startwinkelfehler beeinflussen die Transformation der Beschleunigungssignale und somit den Betrag der Beschleunigungen im globalen System. Der Abstand der Sensorik bezieht sich generell auf die konstruktiv bedingten Abstände der Beschleunigungssensoren auf einen gewählten Messpunkt (Berechnungspunkt der Trajektorie), der für den Kopf im Kopfschwerpunkt ist. Der Beschleunigungssensor misst dabei bezogen auf

den gewählten Messpunkt sowohl rotatorische und translatorische Beschleunigungen. Der rotatorische Anteil muss mathematisch korrekt berücksichtigt werden. Die Sensorabstände können schon vorab präzise bestimmt werden und müssen nur mehr in der Berechnung berücksichtigt, nicht aber optimiert werden. Der Zeitversatz zwischen der optischen und elektrischen Messtechnik resultiert in erster Linie aus dem Unterschied der Samplingrate beider Messsysteme. Bei den Methodenentwicklungsversuchen hat die optische Messtechnik eine Aufzeichnungsrate von 1kHz wobei im Gegensatz dazu die elektrische Messtechnik mit 20kHz aufzeichnet. Das bedeutet innerhalb eines Bildes der Filmanalyse liegen 20 Messwerte der Beschleunigungs- und Drehratensensoren. Ein weiterer Einfluss der in der Bahnberechnung berücksichtigt wird, ist der g-Abgleich [Moser J., 2012], [Sinz W. et al., 2015], [Klein E., 2017], [Klein E. et al., 2016].

8.3 Bestimmung der Kopfkinematik

Die Kopfbahn bildet die Ausgangslage in der Bestimmung der Thoraxtrajektorie und wird durch einen Optimierungsprozess ermittelt, welcher elektrische und optische Messtechnik im überlappenden Bereich miteinander fusioniert. Dieses Verfahren wurde bereits anhand einer Vielzahl von Versuchen verifiziert und verbessert [Moser J., 2012], [Sinz W. et al., 2015]. Einer Detailanalyse der Optimierungsstrategie folgen in diesem Kapitel die Verfahrensupdates der Kopfoptimierung. Diese bauen auf dem Status von [Sinz W. et al., 2015] auf. Danach erfolgen die Analyse der daraus resultierenden Genauigkeitssteigerung aus dem Optimierungsprozess, sowie die Plausibilisierung des Optimierungsergebnisses. Der Ablauf zur Bestimmung der durchgehenden präzisen Kopftrajektorie des Dummys durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik sowie die Optimierungsstrategie wurde bereits im Kapitel 2.4.1 ausführlich erklärt.

8.3.1 Ausgangsverfahren und Problemstellung der Optimierungsstrategie durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik

Output des Verfahrens ist eine durchgehende, präzise Dummykopfkinematik mit Genauigkeiten im Bereich zwischen 6mm und 8mm [Sinz W. et al., 2015]. Durch das Fungieren der Kopfkinematik als Ausgangspunkt der kinematischen Kette zur Bestimmung der Thoraxkinematik wirken sich Abweichungen im Kopf als additiver Fehler auf die Thoraxkinematik aus und übertragen sich somit direkt auf den Thorax. Bei einer Fehlerfortpflanzung vom Kopf auf den Thorax ist die Genauigkeit der Thoraxtrajektorie durch die Genauigkeit der Kopftrajektorie limitiert. Eine Steigerung der Genauigkeit der Kopfkinematik steigert somit direkt die Genauigkeit der Thoraxkinematik, da die Thoraxkinematik über die kinematische Kette immer relativ zur Kopfkinematik bestimmt wird. Daher helfen Weiterentwicklungen in der Bestimmung der Kopfkinematik und damit verbunden Maßnahmen zur Verbesserung der Genauigkeit auch in der Verbesserung der Genauigkeit der Thoraxkinematik. Dabei werden die Optimierungsparameter verwendet die im Kapitel 8.2.2 bereits im Detail erklärt wurden. Eine zusätzliche Berücksichtigung von weiteren Optimierungsparametern führt zu keiner wesentlichen Verbesserung der Bahngenauigkeit. So führt etwa die Berücksichtigung einer Nichtlinearität 2. Ordnung, der Sensorquerempfindlichkeit sowie ein Zeitversatz zwischen den einzelnen Sensoren der elektrischen Messtechnik zu keiner wesentlichen Qualitätssteigerung der Kopfbahnen [Klein E., 2017].

8.3.2 Verfahrensupdates der Optimierungsstrategie zur Bestimmung der Kopfkinematik

Im Zuge dieser Arbeit werden die Randbedingungen zur Kopfbahnbestimmung mit dem SimbaV-Prinzip neu betrachtet und kritisch hinterfragt. Dabei ergeben sich im Wesentlichen drei generelle Verfahrensupdates, welche die Berücksichtigung der Initialwinkel in der Bahnkurvenbewertung, die gesetzten und vorab

definierten Parametergrenzen und den Parameter des Zeitversatzes zwischen optischer und elektrischer Messtechnik betreffen.

Initialwinkel

Durch die Integration der Messsignale aus den 3-Achs-Drehratensensoren ergeben sich Relativdrehungen des Starrkörpers um alle drei Achsen, die sich durch die Berücksichtigung der Initialwinkel in Verläufe der Absolutwinkel umrechnen lassen. Bei der Bewertung der Kopfbahnen werden diese berechneten Winkelverläufe mit jenen aus der 3D Filmanalyse verglichen und gehen über die gesamte Bewegung in die Bewertung der Kinematikqualität mit ein. Die Startwerte der Berechnung und die Videowinkel bei der ersten Ausgangsrechnung sind dabei ident, da für die Ausgangsrechnung die Initialwinkel aus der 3D-Filmanalyse verwendet werden. Im Zuge der Optimierung werden die Initialwinkel variiert was zu einer Änderung der Bahnkurven führt. Eine Abweichung in den Initialwinkeln bedeutet einen Offset der absoluten Winkelverläufe und somit eine konstante Steigerung der Winkelabweichungen. Nach dem bisherigen Bewertungsschema führt eine Variation des Initialwinkels und der daraus neu ermittelten Trajektorie immer zu einer Orientierungsabweichung zum Zeitpunkt T_0 im Vergleich zur 3D-Filmanalyse und somit zu einer schlechteren Bewertung, obwohl möglicherweise die Positionsabweichungen geringer werden. Das bedeutet die Bewertung von Position und Winkel beeinflussen die Variabilität der Initialwinkel als Optimierungsgröße. Bei dem Initialwinkel für die Bahnberechnung aus Sensorsignalen handelt es sich um die Initialausrichtung der Messachsen der Sensorik zum globalen DK-System, der auf der Sensorplatte im Kopf angebracht ist. Beim Initialwinkel der Videoanalyse handelt es sich um die Ausrichtung des Dummykopfes und somit um die Orientierung der von außen sichtbaren Kopfhaut. Diese beiden Winkel können sich unterscheiden, kommt es zum Beispiel zu einer Verschiebung der Kopfhaut relativ zur Sensorplatte aufgrund des erneuten Zusammenbaus nach der Sensorkalibrierung, oder die Ausrichtung der aufgeklebten Marken zum Target-Tracking ist nicht ident mit jener Ausrichtung der elektrischen Messtechnik. Somit ist ein Vergleich der Initialwinkel für die Bahnberechnung mit jenen Initialwinkeln die über die Tiltsensorik gemessen werden naheliegender, da die Tiltsensorik und die Beschleunigungssensoren auf der identen Sensorplatte liegen. Das Verfahrensupdate ist eine Überarbeitung der Bewertungsfunktion. Für die Bewertung beider Bahnkurven werden im Zuge des Verfahrensupdates nur die Verläufe der Positionen verglichen nicht aber die Winkel, was bei der Variation der Initialwinkel im Optimierungsprozess größeren Spielraum für die Positionsanpassung zulässt.

Parametergrenzen

Für den Optimierungsprozess sind in [Sinz W. et al., 2015], [Moser J., 2012] und [Klein E., 2017] vordefinierte Parametergrenzen festgelegt. Diese beziehen sich im Wesentlichen auf die Skalierungen. Im Optimierungsprozess wird durch die definierten Grenzwerte sichergestellt, dass die Skalierungen $\pm 3\%$ nicht überschreiten. Parameter die innerhalb dieser Grenzen liegen, können bei der Plausibilisierung der Optimierungsparameter als realistisch angesehen werden. Erreicht ein Parameter diese Grenzwerte so erfolgt die Plausibilisierung über eine Sensitivitätsanalyse, die den Einfluss des Parameters auf die Bahnkurven bestimmt. Erweist sich der Parameter als nichtsensitiv haben große Änderungen dieses Parameters nur einen geringen Einfluss auf die Bahnkurve [Moser J., 2012]. Ein Parameter, der im Optimierungsprozess an einen Grenzwert läuft, würde mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht exakt den Grenzwert, sondern Werte darüber oder darunter annehmen. Die Differenz des Parameterwertes wird dann wahrscheinlich von anderen Parametern kompensiert, die dann wiederum nicht plausible Werte annehmen. Als Beispiel ist ein nicht-sensitiver Parameter nicht mehr oder weniger physikalisch der bei 104.32% sein Optimum besitzt als ein Parameter der an die fix definierte Grenze von 103.00% läuft. Der Effekt des Parameters durch die Differenz von 1.32% zwischen dem Grenzwert und dem tatsächlichen

Optimum kann durch andere Parameter kompensiert werden. Daher werden diese Grenzwerte im Verfahrensupdate der Kopfkinematik aufgehoben. Die Parameterwerte werden nach dem Optimierungsprozess durch eine Sensitivitätsanalyse plausibilisiert. Dadurch werden Parameterkorrelationen und die Kompensation von Parametern die an ihre definierten Grenzwerte laufen durch andere Parameter mit ähnlichem physikalischem Hintergrund und Effekt verhindert.

Zeitversatz optische und elektrische Messtechnik

Der Zeitversatz zwischen optischer und elektrischer Messtechnik resultiert aus der unterschiedlichen Aufzeichnungsrate beider Messsysteme und kann beispielsweise mittels Synchronometer bestimmt werden. Dieser Synchronometer besteht aus mehreren LEDs mit einer sehr hohen Zeitgenauigkeit und einer zeitlichen Auflösung von bis zu 0.01ms. Bei T0 filmt das Kamerasystem das Synchronometer und über die Anzahl an leuchtenden LEDs wird der Zeitversatz zwischen der optischen und elektrischen Messtechnik bestimmt [Raguse K. et al., 2009]. Im Verfahrensupdate wird dieser Einflussparameter optimiert.

8.3.3 Verifizierung der Kopfkinematik nach der Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik

Ausgehend von der Standardvorgehensweise mit dem beschriebenen Verfahrensupdates liefert die Optimierung der Kopftrajektorie durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik angewendet auf den Versuch G3.1 jene Optimierungsparameter die in der Tabelle 8-1 abgebildet sind. Dabei beinhaltet die Tabelle die Parameterwerte ohne Optimierung, mit Optimierung nach der Standardvorgehensweise aus [Sinz W. et al., 2015] und die Optimierungsparameter nach der Kopfbahnoptimierung mit den Verfahrensupdates. Jene Parameterwerte die in der Spalte ohne Optimierung stehen, sind jene aus der Videoeinemessung im Falle der Initialwinkel, die Abstände der Beschleunigungssensoren zum Messpunkt des Gyrosensors aus der präzisen Sensorvermessung und der Zeitversatz der Messtechniken aus der Messung mit dem Synchronometer. Der Unterschied zwischen einem Optimierungsparameter und einem Berechnungsparameter erfolgt in der Tabelle durch eine bläuliche Einfärbung der optimierten Parameter. Rot gekennzeichnet Optimierungsparameter werden in der Tabelle als nicht physikalisch betrachtet und gelten aufgrund ihrer Höhe und Abweichung zum Ausgangswert als unplausibles Optimierungsergebnis. Diese Parameter müssen im Anschluss in der Plausibilisierung des Optimierungsergebnisses im Detail betrachtet werden. Aufgrund der Versuchskonstellation des Versuchs G3.1 bei dem es sich um einen Schlittenversuch am Beschleunigungsschlitten handelt, wird die Initialgeschwindigkeit in der Optimierung nicht berücksichtigt. Die Sensorabstände gehen ebenfalls als Berechnungsparameter in die Bahnberechnung mit ein und bleiben in der Optimierung unverändert.

Präzise Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten durch die kinematische Kette

Versuch G3.1 - Kopfbahn			ohne Optimierung	mit Optimierung Standard		mit Optimierung Verfahrensupdate	
				[Sinz W. et al., 2015]			
Sensorfehler	Skalierung	X [%]	100.00	99.94	(-0.06)	102.31	(+2.31)
		Y [%]	100.00	97.00	(-3.00)	94.67	(-5.33)
		Z [%]	100.00	103.00	(+3.00)	101.81	(+1.81)
	AC-Signale	X [%]	100.00	103.00	(+3.00)	98.81	(-1.19)
		Y [%]	100.00	100.83	(+0.83)	101.01	(+1.01)
		Z [%]	100.00	103.00	(+3.00)	101.32	(+1.32)
Anfangsbedingungen	Initialwinkel	X [°]	-0.30	-0.37	(-0.07)	-0.09	(+0.21)
		Y [°]	13.80	13.25	(-0.55)	11.90	(-1.90)
		Z [°]	-2.50	-1.84	(+0.66)	-1.54	(+0.96)
	Initialgeschwindigkeit	X [m/s]	0.00	0.00	-	0.00	-
		Y [m/s]	0.00	0.00	-	0.00	-
		Z [m/s]	0.00	0.00	-	0.00	-
Versuchsparameter	Abstände AC zu AV Sensor	X [mm]	-7.20	-7.20	-	-7.20	-
		Y [mm]	-6.90	-6.90	-	-6.90	-
		Z [mm]	-13.50	-13.50	-	-13.50	-
	Zeitversatz Messtechnik	OT [ms]	-0.85	-0.85	-	-0.85	(+/-0.00)
Maximale Positionsabweichung zu 3D-Filmanalyse			[mm]	26.0	5.0	1.5	

... Optimierungsparameter

Tabelle 8-1: Bahnberechnungsparameter der Kopfkinematik des Versuchs G3.1 und Einfluss der Optimierungsstrategie auf die Optimierungsparameter

Bei einer Detailbetrachtung der Skalierungen bei der Optimierung nach dem Standard von [Sinz W. et al., 2015] fällt auf, dass vier der sechs Skalierungen an die vordefinierten Grenzen von +/-3% laufen und werden daher als nicht physikalisch eingestuft. Im Gegensatz dazu ergeben sich bei offenen Grenzen wesentliche Unterschiede in den optimierten Skalierungswerten. Lediglich ein Parameter, nämlich die Skalierung des Beschleunigungssensors in Y-Richtung, überschreitet die 3%. Alle anderen Parameter bleiben nach dem Optimierungsprozess innerhalb der 3%. Somit verringert sich durch das Verfahrensupdate die Anzahl an nicht physikalischen Optimierungsparameterwerten wesentlich. Des Weiteren liegen bis auf die Skalierung der AC-Signale in X-Richtung alle Skalierungen in etwa im Bereich der Kalibriergenauigkeit von 1%. Die Änderung der Skalierungen im Vergleich beider Optimierungsstrategien deutet auf die schon angesprochene zusätzliche Korrelation der Optimierungsparameter und die Kompensation der Parameter untereinander hin, sollten diese an die vordefinierten Grenzen laufen. Die Initialwinkel um die X- und Z-Achse ändern sich durch das Verfahrensupdate nur geringfügig. Auffallend ist die Abweichung des Initialwinkels um die Y-Achse nach dem Verfahrensupdate, der sich einerseits wesentlich von der vorangegangenen Standardoptimierung und von der Videoeinmessung der Ausgangsrechnung unterscheidet (1.9°). Durch die zusätzliche Optimierung des Zeitversatzes ergibt sich keine Änderung dieses Parameters im Vergleich zum Ausgangswert, wodurch auf diesen Parameter und dessen Optimierungsergebnis nicht weiter eingegangen werden muss. Dieses Optimierungsergebnis spricht für die Messgenauigkeit des Zeitversatzes über den Synchronometer. Mithilfe der aus dem Optimierungsprozess bestimmten Parameter lässt sich die Kopftrajektorie mit den Sensordaten aus dem Realversuch neu berechnen und im Anschluss mit den präzisen Videodaten vergleichen. Dieser Vergleich ist die wichtigste Plausibilisierung des Optimierungsergebnisses und spiegelt die Qualität der Optimierung und der Kopfbahn wieder. Die zeitlichen Verläufe und Restsystematiken der Positionsabweichungen der Kopfbahn zwischen dem Video und den berechneten Bahnkurven aus den Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssignalen unter Berücksichtigung der Parameter aus Tabelle 8-1 ist in Abbildung 8-5 ersichtlich. Das linke Diagramm beinhaltet dabei die Abweichungskurven der berechneten Kopfbahn ohne Optimierung, das Diagramm in der Mitte jenen Abweichungen zum Video nach der Optimierung mit dem

Standardverfahren aus [Sinz W. et al., 2015] und das rechte Diagramm die Positionsabweichungen nach der Optimierung mit den bereits detailliert beschriebenen Verfahrensupdates.

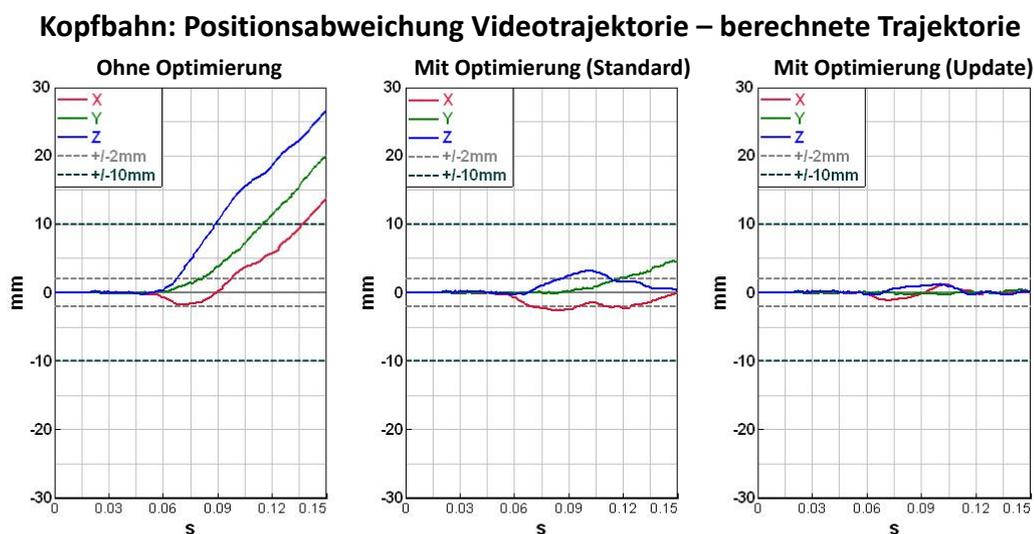


Abbildung 8-5: Positionsabweichungen der Kopfbahn zwischen Videotrajektorie und berechneter Trajektorie aus Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssensordaten ohne Optimierung und die Verbesserung der Standardoptimierung aus [Sinz W. et al., 2015] durch die Updates der Optimierungsstrategie

In den einzelnen Diagrammen der Abbildung sind grau strichliert zusätzliche Genauigkeitsschranken bei +/- 10mm und +/- 2mm eingezeichnet. Bei der Schranke von +/- 10mm handelt es sich um die minimalste Genauigkeitsanforderung an die Kopfbahn. Abweichungen innerhalb der Videogenauigkeit (2mm) können hinsichtlich Abweichungssystematiken nicht weiter analysiert und interpretiert werden, da diese nicht mehr eindeutig der berechneten Bahn oder der Videotrajektorie zugeordnet werden können. Die berechnete Bahnkurve ohne Optimierung mit den Anfangsbedingungen aus der Videoeinmessung, der Berücksichtigung der Sensorabstände und der g-Korrektur weicht um 26mm von jenen aus der Videoanalyse ab. Die größte Abweichung tritt in Z-Richtung auf. Durch die Standardoptimierung reduzieren sich die Abweichungen der Kopftrajektorie auf 5mm, wobei die X- und Z-Abweichungen bereits knapp nahe der Videogenauigkeit liegen. Durch die Verfahrensupdates ergeben sich Abweichungen nach der Optimierung im Millimeterbereich innerhalb der Videogenauigkeit. Durch die Verfahrensupdates ergeben sich durchgehende Bahnkurven mit einer Genauigkeit von 1.5mm. Die Verfahrensupdates bewirken nicht nur ein plausibleres Optimierungsergebnis, sondern liefern auch Bahnkurven mit viel geringeren Abweichungen zur präzisen Videotrajektorie.

8.3.4 Plausibilisierung Optimierungsergebnis

Einzige Auffälligkeiten des Optimierungsergebnisses sind einerseits die hohen Werte der optimierten Skalierung des AC-Signals in Y-Richtung und der Abweichung des optimierten Y-Initialwinkels zur Videoeinmessung.

Parametersensitivität

Eine Möglichkeit die Plausibilität eines nicht physikalischen Optimierungsparameters zu überprüfen ist die Sensitivitätsanalyse, welche den Einfluss des Parameters auf die berechnete Trajektorie bewertet [Sinz W. et al., 2015] [Moser J., 2012]. Eine Möglichkeit die Sensitivität eines Parameters zu bestimmen ist die Variation des Parameterwerts, bis die neu berechnete Bahnkurve 5mm von der Ausgangskurve abweicht.

Dieser Parameterwert wird anschließend durch die Normierung mit der maximal erwarteten Bestimmungsgenauigkeit in eine dimensionslose Kennzahl der Parametersensitivität umgerechnet. Bei einer dimensionslosen Sensitivitätskennzahl kleiner 1 gilt der Parameter als sensitiv. Ergibt die Sensitivitätsanalyse beispielsweise eine Skalierung von 0.5% so bedeutet dies, dass eine Skalierung des Signals von 0.5% bereits zu einer Änderung der Bahnkurve von über 5mm führt. Bei einer Kalibrierengenauigkeit von 1% bedeutet dies eine Sensitivitätskennzahl von 0.5. Nicht sensitive Parameter (Sensitivitätskennzahl >1) können auch nicht physikalische Werte annehmen, da eine verhältnismäßig große Änderung dieses Parameters nur eine geringe Änderung der betrachteten Bahnkurve nach sich zieht [Moser J., 2012], [Sinz W. et al., 2015]. Die Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse und die daraus resultierenden dimensionslosen Kennzahlen der Sensitivität der Optimierungsparameter des Versuchs G3.1 und die Gegenüberstellung zu den optimierten Parameterwerten sind in der nachstehenden Tabelle enthalten.

Versuch G3.1 - Kopfbahn				mit Optimierung Verfahrensupdate		Sensitivität dimensionslose Kennzahl
Sensorfehler	Skalierung AC-Signale	X [%]		102.31	(+2.31)	0.69
		Y [%]		94.67	(-5.33)	8.94
		Z [%]		101.81	(+1.81)	0.58
	Skalierung AV-Signale	X [%]		98.81	(-1.19)	100.00
		Y [%]		101.01	(+1.01)	0.86
		Z [%]		101.32	(+1.32)	6.96
Anfangs- bedingungen	Initialwinkel	X [°]		-0.09	(+0.21)	1.96
		Y [°]		11.90	(-1.90)	0.58
		Z [°]		-1.54	(+0.96)	0.60

... sensitiver Parameter

Tabelle 8-2: Optimierungsparameter nach der Optimierung der Kopftrajektorie durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik und deren Parametersensitivität beim Versuch G3.1

In der Tabelle sind sensitive Parameter grün hinterlegt. Es sind dies die Skalierung des Beschleunigungssensors in X- und Z-Richtung, sowie der Skalierung des Drehratensensors um die Y-Achse und die Y- und Z-Initialwinkel. Die Skalierung des Beschleunigungssensors in Y-Richtung, deren Wert nach der Optimierung einen unphysikalischen Wert liefert, erweist sich nach der Sensitivitätsanalyse als nicht sensitiv. Dadurch plausibilisiert sich das Optimierungsergebnis dieser ACY-Skalierung.

Vergleich unterschiedlicher Einmesssystem mit dem Optimierungsergebnis

Ein zweites auffälliges Optimierungsergebnis ergibt sich aus der Optimierung des Y-Initialwinkels der als sensitiv eingestuft wird. Nach der Optimierung weicht der Initialwinkel um die Y-Achse um 1.9° von der Einmessung der Videoanalyse ab.

Versuch G3.1 - Kopfbahn				Video- Einmessung	Tilt- Sensorik	mit Optimierung Verfahrensupdate
Anfangs- bedingungen	Initialwinkel	X [°]		-0.30	0.00	-0.09
		Y [°]		13.80	11.50	11.90
		Z [°]		-2.50	-	-1.54

Tabelle 8-3: Detailanalyse Initialwinkel nach der Optimierung der Kopftrajektorie und Vergleich mit den Ausgangswerten der Standardeinmessung

Der Vergleich der Videoeinmessung mit den Werten der Tiltsensorik zeigt eine Abweichung von 2.3° in der Y-Initialorientierung (siehe Tabelle 8-3). Auffallend ist der geringe Unterschied zwischen dem Tiltsensorikwinkel und dem optimierten Initialwinkel um die Y-Achse aus der Kopfbahnoptimierung. Wie bereits erwähnt liegen die Tiltsensorik und die Beschleunigungssensoren auf einer gleichen Sensorplatte

wodurch die idente Messachsenausrichtung wahrscheinlich ist. Eine weitere Plausibilisierung des Y-Initialwinkels liefert der Vergleich des positionierten Modells mit den optimierten Initialwinkeln aus der Kopfoptimierung mit dem Oberflächenscan. (siehe Kapitel 5.6.2)

8.3.5 Bestimmung der Kopfkinematik der gesamten Methodenentwicklungsversuche

Das Ergebnis der Anwendung der Optimierungsstrategie mit den Verfahrensupdates auf alle vorhandenen Methodenentwicklungsversuche ist in der nachstehenden Tabelle 8-4 zusammengefasst. In der Tabelle sind die maximalen Abweichungen der Bahnkurven aus der Berechnung nach dem Optimierungsprozess und der präzisen Kopftrajektorie der 3D-Filmanalyse (Standardabweichung 2mm) über die gesamte Bewegung dargestellt.

Kinematik Kopf	Positionsabweichungen Berechnung-Videodaten [mm]				
	X	Y	Z	MAX	
1. Versuchsreihe	G1.1	0.5	0.4	0.5	0.5
	G1.2	0.9	0.8	0.6	0.9
	G1.3	0.7	0.9	0.6	0.9
	G1.4	0.7	1.0	1.1	1.1
2. Versuchsreihe	S2.1	1.6	0.6	2.3	2.3
	S2.2	1.9	0.5	2.2	2.2
	S2.3	1.8	1.0	2.3	2.3
	S2.4	1.9	0.7	2.4	2.4
	S2.5	2.1	0.7	1.8	2.1
3. Versuchsreihe	G3.1	1.2	0.4	1.9	1.9
	G3.2	1.1	0.6	1.4	1.4
	G3.3	1.1	0.7	1.3	1.3
Ø				1.6	

Tabelle 8-4: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens zur Kopfkinematikbestimmung durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik

Die maximale Abweichung der Kopfbahn aus der Optimierung zur Videobahn über alle 12 Versuche der drei unabhängigen Methodenentwicklungsversuchsreihen beträgt 2.4mm, die gemittelte maximale Positionsabweichung liegt bei 1.6mm. Die größten Abweichungen treten in X- und Z-Richtung auf (Hauptbewegungsrichtungen). Die zeitlichen Verläufe der Abweichungen aller analysierten Versuche sind in Abbildung 8-6 dargestellt.

Präzise Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten durch die kinematische Kette

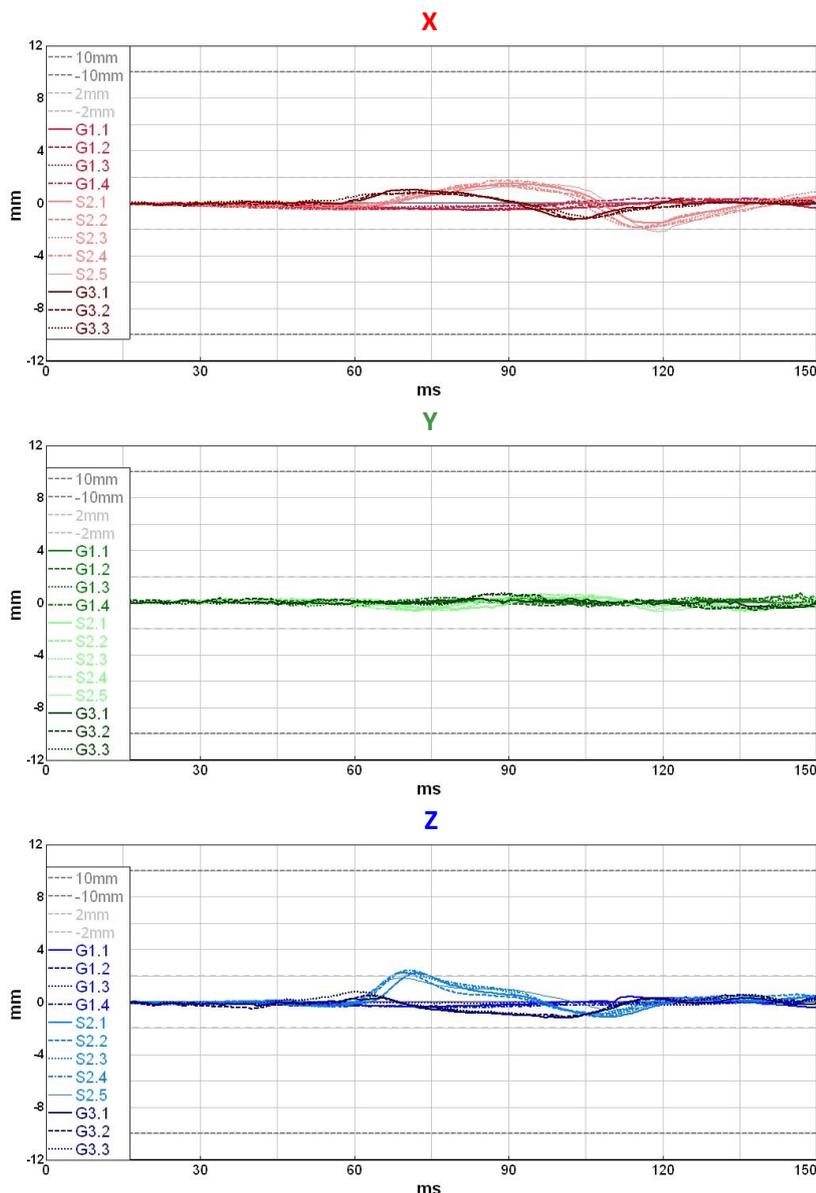


Abbildung 8-6: Übersicht der zeitlichen Abweichungsverläufe des Verfahrens zur Kopfkinematikbestimmung durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik

Alle Abweichungen liegen annähernd innerhalb der Videogenauigkeit, wodurch eine Analyse von Systematiken in den Restabweichungsverläufen schwierig wird, da die Fehlerquelle nicht eindeutig der berechneten/optimierten Bahn oder der Videobahn zugeordnet werden kann. Durch die Anwendung des Verfahrens zur Bestimmung der Kopftrajektorie auf 12 Methodenentwicklungsversuche von 3 unterschiedlichen Versuchsreihen mit den vorgestellten Verfahrensupdates lassen sich somit durchgängige Kopfbahnen mit einer Genauigkeit von 2.4mm bestimmen. Dabei funktioniert das Verfahren bei allen Versuchen stabil und liefert durchgehende präzise Kopftrajektorien.

8.4 Problemstellung in der Bestimmung der Thoraxtrajektorie mit dem Prinzip der kinematischen Kette

Die Bestimmung der Thoraxbahnkurve erfolgt durch die Variation der Thoraxbahn und der daraus resultierenden Änderung in den Nackenschnittkräften und Momenten an jene aus der elektrischen Messtechnik. Ein Überblick des generellen Prinzips der kinematischen Kette ist in Abbildung 8-7 dargestellt. Ausgangspunkt des Verfahrens ist die in der Graphik grün gekennzeichnete Kopftrajektorie, die während der gesamten Auswertung der Thoraxkinematik unverändert bleibt. Zusätzlich zur Kopftrajektorie wird im Sensorbezugspunkt der Spinebox die berechnete Thoraxbahnkurve aufgebracht.

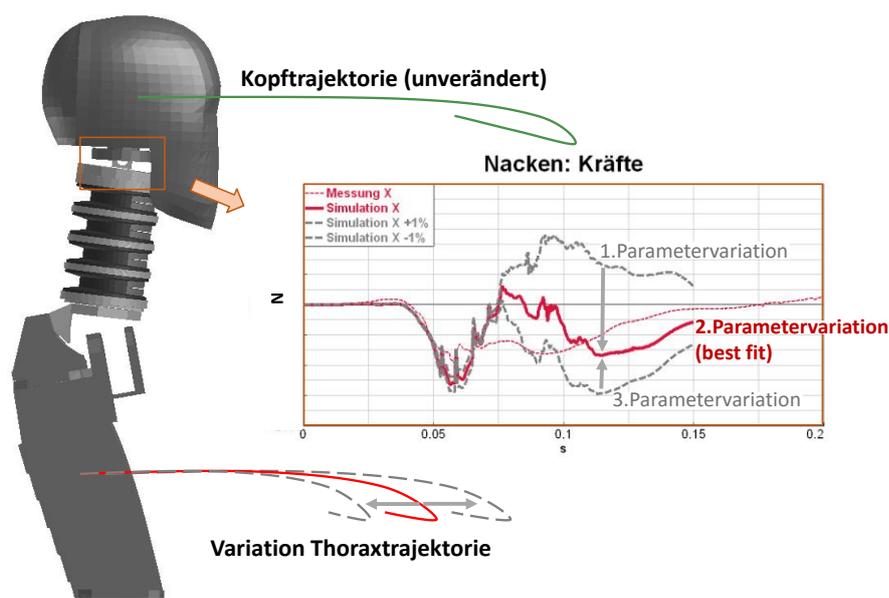


Abbildung 8-7: Generelles Prinzip der kinematischen Kette der Variation der Thoraxtrajektorie zur Anpassung der Nackenkräfte und Momente

Eine Variation der Thoraxtrajektorie erfolgt wie auch schon bei der Kopfkinematik durch das Ändern der Werte der einzelnen Einflussparameter. Eine Variation der Einflussparameter und die daraus veränderte Thoraxtrajektorie wirken sich bei der Führung des Simulationsmodells auf die Nackenschnittkräfte und Momente des Simulationsmodells aus. In Abbildung 8-7 sind die Variationen der Thoraxbahn als grau strichlierte Linien gekennzeichnet. Der Einfluss der Variation der Thorax-Parameter auf die Nackenkräfte der Simulation ist in dem orange markierten Diagramm ersichtlich. Die Bewertung der Bahnkurven erfolgt über den RMS Wert als skalare Größe zur Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorien (siehe Kapitel 7.2). Zur besseren Veranschaulichung sind lediglich die Verläufe in X-Richtung dargestellt. Der rot strichlierte Verlauf ist jener der Messdaten der Kraftmessdose aus dem Realversuch. Die durchgehend rote gekennzeichnete Bahnkurve aus der Simulation weicht am geringsten von der Messkurve der elektrischen Messtechnik ab. Diese ist somit der Best-fit der Thoraxtrajektorie für die im Beispiel betrachteten drei Thoraxbahnen beziehungsweise ergibt den optimierten Parameterwert. Die Problemstellung die sich daraus ergibt ist die Vorgehensweise und nach welchen Gesetzmäßigkeiten die Thoraxbahn variiert wird beziehungsweise durch welche gezielte Vorgehensweise die Einflussparameter der Trajektorienberechnung geändert werden.

8.5 Methodik und Lösungsansatz der Optimierungsstrategie zur Anpassung der Nackenkräfte und Momente

Die Anpassung der Nackenkräfte und Momente aus der Simulation an die elektrische Messtechnik durch die Variation von (Optimierungs-)Einflussparametern der Thoraxtrajektorie kann nach verschiedenen Methoden geschehen. Eine Methode ist die Berechnung jeder möglichen Parameterkombination und die Bestimmung des Minimums der Bewertungsfunktion aus allen Rechnungen (Simulationsmatrix) oder die Suche des Minimums durch einen systematisierten Optimierungsprozess (Systematische Variation der Vorgabekurve). Ausgehend von der Optimierung von nur drei Parametern, Beispielsweise drei Skalierungen, mit Grenzwerten von +/- 3% und einer Parameterrauflösung von 0.05% würde sich eine Simulationsmatrix mit 1.728.000 Einzelrechnungen ergeben. Aufgrund der erhöhten Rechenzeit und der höheren Anzahl an Einzelrechnungen ist ein Optimierungsprozess aktuell zu bevorzugen.

8.5.1 Optimierungsverfahren der kinematischen Kette

Eine Möglichkeit der Parameterbestimmung ist das Verwenden eines Optimierungsalgorithmus zur Reduktion der benötigten Anzahl an Simulationen. Ein Optimierungsverfahren, das sich bereits bei der Bestimmung der Kopfkinematik bewährt hat, ist das Verfahren eines linearen Optimierers. Dieses Verfahren erweist sich im Vergleich mit diversen anderen im speziellen Fall der Bahnoptimierung über die Variation von einzelnen Einflussparametern am besten geeignet [Klein E., 2017]. Dabei werden die Minima der einzelnen Optimierungsparameter schrittweise nacheinander bestimmt. Der Ablauf der linearen Parameteroptimierung im speziellen Fall der Variation von drei Einflussparametern der Thoraxtrajektorie ist in Abbildung 8-8 dargestellt.

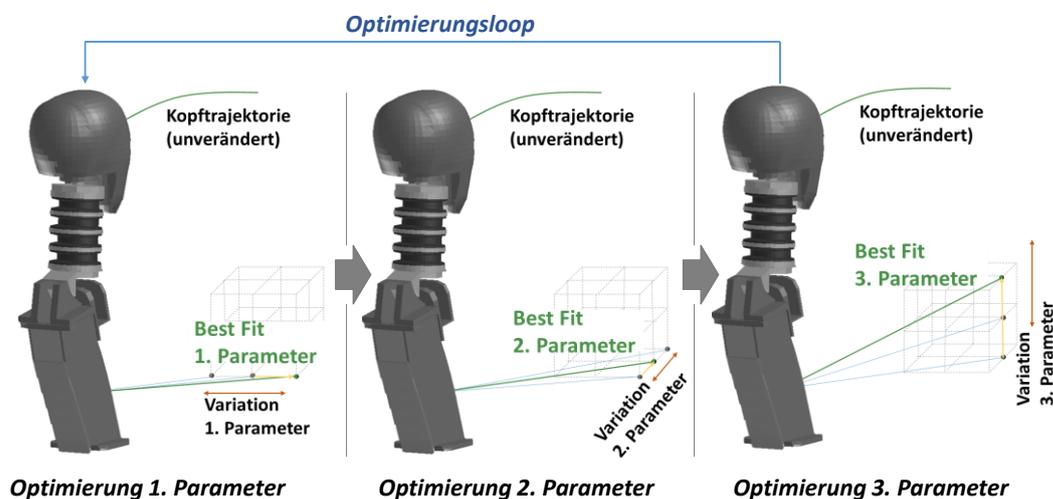


Abbildung 8-8: Optimierungsstrategie: lineare Optimierung zur Variation der Thoraxtrajektorie beziehungsweise Bestimmung der Optimierungsparameter durch den Optimierungsprozess

Der Ablauf der Parameterbestimmung startet mit der Optimierung des 1.Optimierungsparameters im linken Bild. In diesem ersten Schritt wird lediglich ein Parameter variiert, die restlichen beiden bleiben konstant. Daraus ergeben sich unterschiedliche Bahnkurven, aus denen der Best-fit des ersten Parameters bestimmt wird (P1.1). „P1“ bezeichnet dabei den ersten Parameter und „1“ den ersten Optimierungsloop. Dieser Parameter bleibt im 2.Schritt bei der Bestimmung des 2.Parameters konstant (P2.1). Diese Vorgehensweise erfolgt Schritt für Schritt für jeden Parameter. Am Ende der ersten Iteration ergeben sich

aus den drei Einzeloptimierungen die Minima für alle drei Parameter (P1.1, P2.1, P3.1). Diese Vorgehensweise wird durch einen erneuten Optimierungsloop wiederholt (P1.2, ...). Der Vorteil dieses Verfahrens liegt in der reduzierten Anzahl an Einzelrechnungen. Der Nachteil dieser Strategie liegt in der Möglichkeit, dass das globale Minimum bei einer zu geringer Anzahl an Optimierungsloops nicht gefunden wird.

8.5.2 Optimierungslogik zur Bestimmung des Minimums eines einzelnen Parameters

Die Erklärung der Optimierungslogik zur Bestimmung des Minimums eines einzelnen Parameters ist in Abbildung 8-9 dargestellt. Dabei erfolgt die Bestimmung des Minimums eines einzelnen Parameters durch einen Best-fit des RMS-Wertes indem die Schrittweite des Parameterwertes stetig halbiert wird. Dieses Verfahren ähnelt dem Bisektionsverfahren zur Bestimmung von Nullstellen und ist schematisch für den Ablauf der Minimumbestimmung eines Parameters mit der Anfangsschrittweite von +/-0.4 bis zu einer Minimalschrittweite von +/-0.05 beschrieben [Morozova E. Y., 2008]. Alle Werte in der Graphik sind fiktiv gewählt und dienen lediglich der Erklärung des generellen Ablaufs.

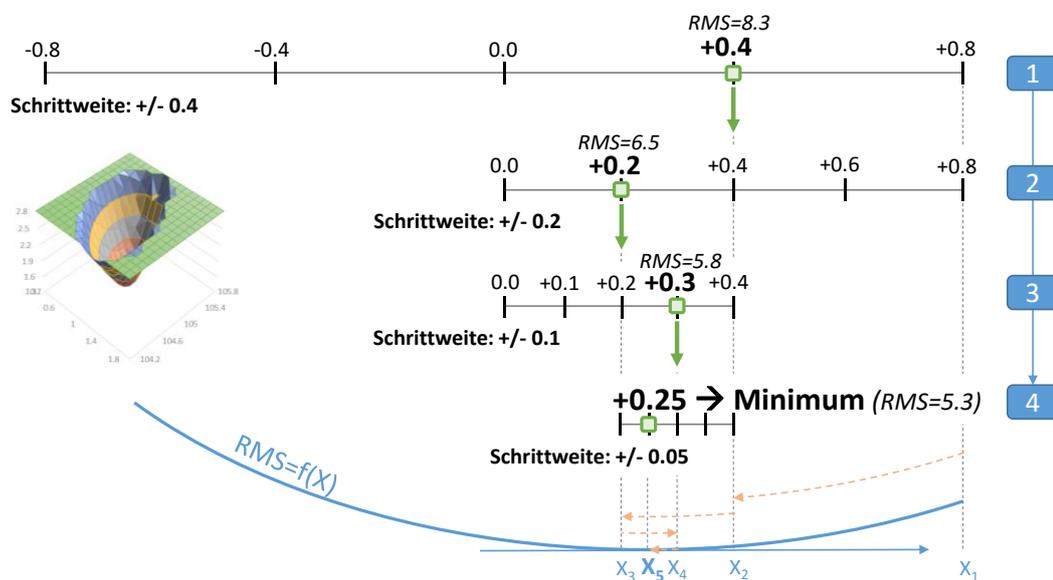


Abbildung 8-9: Schematische Optimierungslogik zur Bestimmung eines einzelnen Parameters durch stetiges Halbieren der Schrittweite mit dem Best-fit des RMS-Wertes

In einem ersten Schritt wird der zu optimierende Parameter, ausgehend vom Startwert, mit einer Schrittweite von 0.4 zweimal in positiver und negativer Richtung variiert. In Abbildung 8-9 liegt der Startwert bei 0.0, die Variation um +/-0.4 und +/-0.8 ergibt fünf verschiedene Vorgabetrajektorien. Entlang dieser fünf unterschiedlichen Vorgabetrajektorien wird die kinematische Kette bei gleichbleibender Kopftrajektorie geführt und anschließend über den RMS-Wert bewertet. Liegt die am besten bewertete Vorgabetrajektorie an einem äußeren Ende der Variationsrechnungen, beispielsweise bei +0.8, so muss der Parameterbereich in diese Richtung erweitert werden und zusätzliche Stützstellen und daraus resultierende Vorgabetrajektorien ermittelt werden. In dem angeführten Beispiel wären dies Variationsrechnungen bei +1.2, +1.6, +2.0, ... bis ein eindeutiges Minimum gefunden wird. Im angeführten Beispiel liegt das Minimum bei der ersten Schrittweite mit einem RMS-Wert von 8.3 bei +0.4 zwischen 0.0 und +0.8 und ist somit eindeutig definiert. Die Bestimmung des Minimums erfolgt durch einen Vergleich der RMS-Werte aller Vorgabetrajektorien. Die Schrittweite wird in einem nächsten Schritt halbiert (+/-0.2) und ausgehend vom

vorangegangenen Minimum werden weitere vier Vorgabetrajektorien berechnet, auf die kinematische Kette aufgeprägt und bewertet. Diese Vorgehensweise wird so lange wiederholt bis die Schrittweite eine definierte Zielgröße erreicht (0.05 im Beispiel). Innerhalb dieser minimalen Schrittweite wird in einem letzten Schritt das Minimum bestimmt. Daraus ergibt sich dann der optimierte Parameterwert mit einer Auflösung der minimalen Schrittweite (Bsp.: +0.25 bei RMS=5.3). Diese Optimierungslogik könnte durch einen Parabelfit, wie bei dem Optimierungsverfahren der Kopftrajektorie, beschleunigt werden [Klein E., 2017], [Moser J., 2012]. In Abbildung 8-9 ist die Funktion des RMS-Wertes nur schematisch als Parabel angeführt, in der Anwendung auf realen Versuchsdaten ist dies jedoch nicht der Fall. Dieser ähnelt bei geringer Schrittweite einer Parabel, jedoch nicht bei einer Parametervariation größerer Schrittweite. Dies lässt sich durch das zwischengeschaltete Simulationsmodell und dessen Richtungs- und Geschwindigkeitsabhängigkeit erklären (siehe Fo2Ds Umrechnung). Ein Parabelfit ist im speziellen Fall der kinematischen Kette nicht möglich, da der RMS-Verlauf bei variierten Parameterwerten nicht quadratisch ist. Dies wird in dem späteren Kapitel noch einmal im Detail ausgearbeitet (Kapitel 8.6.1).

8.5.3 Bestimmung der Optimierungsparameter über die Sensitivitätsanalyse

Für die Durchführung des Optimierungsprozesses müssen vorab einige Teilprobleme gelöst werden, um die generelle Methodik zu definieren. Dabei handelt es sich um die gezielte Definition der Optimierungsparameter aus der bereits angeführten Anzahl an Einflussparametern der Bahnberechnung, sowie deren Parameterauflösung und die Optimierungsreihenfolge.

Sensitivitätsanalyse zu Bestimmung der Optimierungsparameter, -auflösung und -reihenfolge

Die Bestimmung der Optimierungsparameter erfolgt über eine Sensitivitätsanalyse der einzelnen Parameter, die den Einfluss geänderter Parameterwerte auf die Thoraxtrajektorie ermittelt [Moser J., 2012] [Sinz W. et al., 2015]. Durch die Bestimmung der sensitivsten Parameter in der Berechnung der Thoraxbahn und der daraus resultierenden Reduktion der Optimierungsparameter sowie die Bestimmung der optimalen Schrittweite kann die Gesamtauswertedauer weiter reduziert werden. Die generelle Vorgehensweise zur Sensitivitätsanalyse ist in Abbildung 8-10 dargestellt.

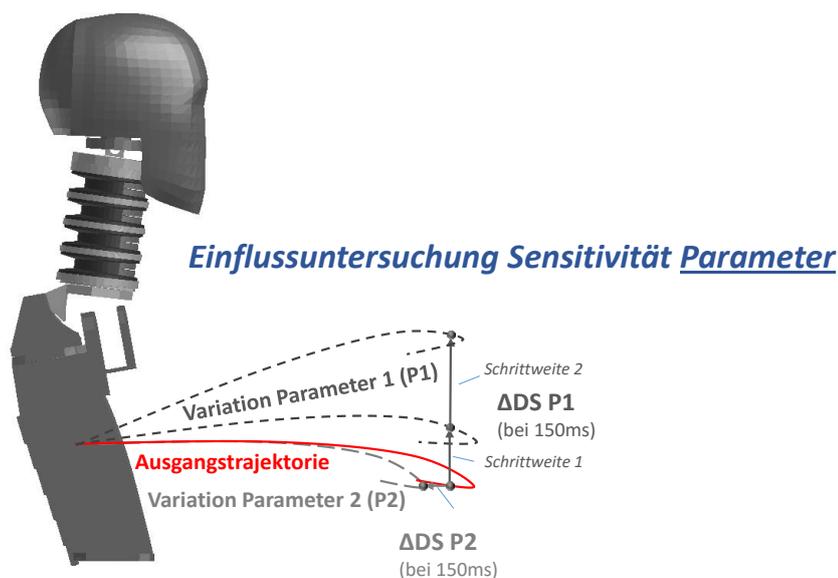


Abbildung 8-10: Prinzip der Einflussgrößenuntersuchung verschiedener Bahnberechnungsparameter zur Bestimmung der sensitivsten Optimierungsparameter und der optimalen Parameterschrittweite

Um den Einfluss einzelner Parameter auf die Thoraxtrajektorie zu ermitteln werden die einzelnen Parameter mit vordefinierter Schrittweite (Genauigkeit der Parameterbestimmung) variiert. Der Einfluss der Parametervariation wird durch die Analyse der Positionsänderung im Vergleich zur Ausgangskurve ohne Parameteränderung am Ende der Hauptbewegung (150ms) ermittelt. Dabei werden im Gegensatz zur Sensitivitätsanalyse in [Moser J., 2012] und [Sinz W. et al., 2015] die Positionsänderungen nicht nur betragsmäßig, sondern auch richtungsspezifisch aufgeschlüsselt, um die sensitivsten Parameter der einzelnen Bewegungsrichtung zu bestimmen. Diese werden in weiterer Folge als Optimierungsparameter verwendet. Die Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse werden dafür genutzt, um den sensitivsten Parameter jeder einzelnen Bewegungsrichtung zu ermitteln und die optimale Parameterauflösung zu bestimmen. Zur Bestimmung der Sensitivität der Einflussparameter auf die Thoraxtrajektorie wird die Thoraxtrajektorie mit den Messwerten des Methodenentwicklungsversuchs G3.1 berechnet und verändert. Zur Bestimmung des Einflusses der einzelnen Berechnungsparameter auf die Position der Thoraxtrajektorie bei 150ms werden die Skalierungen der Sensorsignale um 1% variiert (Kalibrierengenauigkeit), Initialwinkel um 0.5° (Genauigkeit Tiltsensorik), die Initialgeschwindigkeit um 0.1m/s (Genauigkeit der Lichtschranke), Sensorabstände um 3mm (Videogenauigkeit) und der Zeitversatz um 1ms (Bildversatz). Die Ergebnisse der Parametervariation und deren Einfluss auf die Thoraxbahn sind in Tabelle 8-5 ersichtlich. Die Ergebnisse beziehen sich dabei auf den speziellen Lastfall der Methodenentwicklungsversuche und sind nur für diese Versuchskonstellation gültig.

Versuch G3.1 - Sensitivität Thoraxtrajektorie			Variation Parameter	ADS (bei 150ms): Einfluss Variation Parameter auf Thoraxtrajektorie [mm]			
				X	Y	Z	max
Sensorfehler	Skalierung AC-Signale	X [%]	1.00	10.59	0.35	-1.18	10.59
		Y [%]	1.00	0.05	0.13	-0.01	0.13
		Z [%]	1.00	0.23	0.00	1.52	1.52
	Skalierung AV-Signale	X [%]	1.00	0.00	-0.01	0.00	0.01
		Y [%]	1.00	0.00	-0.02	-1.15	1.15
		Z [%]	1.00	-0.01	0.84	0.00	0.84
Anfangs- bedingungen	Initialwinkel	X [°]	0.50	0.04	-0.32	0.82	0.82
		Y [°]	0.50	0.25	0.04	-9.47	9.47
		Z [°]	0.50	-0.46	9.41	0.00	9.41
	Initial- geschwindig- keit	X [m/s]	0.10	-25.00	0.00	0.00	25.00
		Y [m/s]	0.10	0.00	-25.00	0.00	25.00
		Z [m/s]	0.10	0.00	0.00	-25.00	25.00
Versuch- parameter	Abstände AC zu AV Sensor	X [mm]	3.00	-0.48	-0.01	0.05	0.48
		Y [mm]	3.00	0.01	-0.33	0.00	0.33
		Z [mm]	3.00	-0.02	0.00	-0.24	0.24
	Zeitversatz Messtechnik	OT [ms]	1.00	-11.39	-0.48	0.02	11.39

Tabelle 8-5: Einflussuntersuchung einzelner Parameter auf die Thoraxtrajektorie im Vergleich der Position bei 150ms durch gezielte Variation der Parameterwerte (Sensitivitätsanalyse)

In der Tabelle sind die Ergebnisse der Startgeschwindigkeit und jene des Zeitversatzes der Messtechnik grau hinterlegt. Diese Parameter werden in der Definition der sensitivsten Optimierungsparameter nicht berücksichtigt, da diese Parameter direkt aus jenen der Kopfoptimierung übernommen werden können. Beide Parametergruppen sind sehr sensitiv und müssen in der Thoraxbahnkurvenberechnung berücksichtigt werden. Parameter, wie die AV- Skalierung oder die Sensorabstände, die durch die Drehbewegung des Thorax beeinflusst werden, erweisen sich generell als nicht sensitiv auf Änderungen der Thoraxbahn. Kein Sensorabstand beeinflusst die Thoraxtrajektorie über 0.5mm, keine AV-Skalierung ändert die Thoraxbahn um über 1.15mm. Die sensitivste AV-Skalierung ist jene um die Y-Achse (Hauptdrehachse), wobei die generelle Drehbewegung des Thorax im Vergleich zum Kopf deutlich geringer ist. Dadurch liegt

der Fokus in der Einflussgrößenbestimmung auf der Thoraxposition und nicht auf der Orientierung. Dies liefert auch die Analyse der bei diesem Versuch gemessenen Winkelgeschwindigkeiten von Kopf und Thorax (siehe Abbildung 6-3) und resultiert aus dem speziellen Lastfall des Schlittenversuchs am ECE-Sitz ohne Airbag. Diese Parameter müssen in der Optimierung nicht berücksichtigt werden. Die Skalierung der X-Beschleunigungssignale ändert die Thoraxtrajektorie um über 10mm und beeinflusst geringfügig auch die beiden restlichen Richtungen der Thoraxbahn. Die restlichen AC-Skalierungen in Y- (0.13mm) und Z-Richtung (1.52mm) beeinflussen die Thoraxbahn im Vergleich dazu nur geringfügig. Die Z-Richtung der Thoraxposition bei 150ms wird vom Y-Initialwinkel um 9.47mm geändert und ist somit der sensitivste Parameter der Z-Richtung. Betragsmäßig ist der Y-Initialwinkel der zweitsensitivste Parameter. Sensitivster Parameter der Y-Richtung ist der Z-Initialwinkel, bei dem eine Änderung um 0.5° eine Änderung der Thoraxposition bei 150ms um 9.41mm bedeutet. Die sensitivsten Parameter und somit die Optimierungsparameter der Thoraxbahn sind die Skalierung der AC-Signale in X, der Initialwinkel um die Y-Achse und um die Z-Achse. Jeder dieser einzelnen Parameter beeinflusst eine der drei Bewegungsrichtungen und ist in der Tabelle grün hinterlegt.

Sensitivitätsanalyse zu Bestimmung der Optimierungsreihenfolge

Die angegebene Reihenfolge entspricht auch der Reihenfolge der betragsmäßig größten Änderung der Thoraxbahn, beginnend mit dem sensitivsten Parameter und ist gleichzeitig die Reihenfolge der Optimierung. Die schrittweise Optimierung startet mit der Skalierung des AC-X-Signals, gefolgt vom Y-Initialwinkel und dem Z-Initialwinkel.

Sensitivitätsanalyse zu Bestimmung der Optimierungsparameterauflösung

Unter der Annahme eines linearen Zusammenhangs zwischen der Änderung des Parameterwertes und dessen Einfluss auf die Thoraxtrajektorie kann die optimale Parameterauflösung bestimmt werden. Ziel dieser Untersuchung ist die Parameterschrittweite die im Durchschnitt die Thoraxtrajektorie um einen Millimeter verändert. Werte mit größerer Beeinflussung der Position lösen die Variation der Thoraxbahn nicht hoch genug auf, Werte darunter bedeuten zwar eine höhere Parameterauflösung und somit die Möglichkeit die Thoraxtrajektorie genauer anzupassen, erhöhen jedoch die Dauer des gesamten Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxkinematik. Ebenfalls muss die Änderung der Thoraxbahn durch das Simulationsmodell eindeutig wiedergebar sein, was sich mit geringer Parameterauflösung erschwert. Dies ist laut Fo2Ds-Umrechnung in Kapitel 7.3.6 bei einem Millimeter eindeutig gegeben beziehungsweise ergibt sich auch aus der Sensitivität Nackenmodell auf Bewegungsänderungen in Abbildung 6-2. Durch Linearisierung der Ergebnisse aus Tabelle 8-5 ergibt sich bei einer Schrittweite oder Auflösung von 0.10% bei der Skalierung des X-AC-Signals eine Abweichung von 1.06mm. Bei dem Initialwinkel um die Y- und die Z-Achse liegt die optimale Schrittweite bei 0.05° . Die geringste analysierte Schrittweite von 0.01, erzeugt eine viel zu genaue Auflösung der Positionsabweichungen im Zehntel-Millimeterbereich. Um die Parameterauflösung für alle drei Parameter mit jeweils leicht unterschiedlichen Sensitivitäten und unterschiedlichen Einheiten zu vereinheitlichen wird die durchschnittliche Positionsänderung der identen Parameterauflösung aller drei Parameter verwendet. Bei einer Parameterauflösung von 0.05 ergibt sich daraus eine durchschnittliche Änderung der Thoraxposition bei 150ms von 0.81mm und ist die optimale Parameterauflösung für den Optimierungsprozess.

Übersicht der Optimierungsparameter

Tabelle 8-6 beinhaltet die sensitivsten Parameter für den Optimierungsprozess, sowie die Optimierungsreihenfolge, die Parameterauflösung und den Einfluss auf die drei Richtungen der Thoraxtrajektorie im speziellen Fall des Versuchs G3.1.

Versuch G3.1 - Optimierungsparameter		Parameter- reihenfolge	Parameter- auflösung	Δ DS (bei 150ms): Einfluss Variation Parameter auf Thoraxtrajektorie [mm]			
				X	Y	Z	max
Sensorfehler	Skalierung AC-Signale X [%]	1	0.05	0.53	0.02	-0.06	0.53
Anfangsbedingungen	Initialwinkel Y [°]	2	0.05	0.03	0.00	-0.95	0.95
Anfangsbedingungen	Initialwinkel Z [°]	3	0.05	-0.04	0.94	0.00	0.94

Tabelle 8-6: Übersicht Optimierungsparameter

Zur Überprüfung des linearen Zusammenhangs wurde der Einfluss des Parameters bei einer Änderung der optimalen Parameterauflösung von 0.05 auf die idente Weise wie in der Sensitivitätsanalyse bestimmt. Der vorab angenommene lineare Zusammenhang für die Bestimmung der optimalen Parameterauflösung wird dadurch bestätigt.

8.6 Anwendung und Funktionstauglichkeit des Optimierungsverfahrens der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette

In diesem Kapitel erfolgt die Analyse des gesamten Ablaufs des Optimierungsverfahrens der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette. Dabei wird zuerst auf den Ablauf eingegangen und im Anschluss die Optimierung anhand des Versuchs G3.1 durchgeführt.

8.6.1 Ablauf des Optimierungsverfahrens der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette

Abbildung 8-11 gibt einen Überblick über den Ablauf des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik. Start dieser Optimierungslogik ist die Ausgangsrechnung bei der die Thoraxkinematik ohne die Berücksichtigung von Sensorfehlern aus den Sensorsignalen der Thoracic Spine berechnet wird und die Anfangsbedingungen aus der Einmessung verwendet werden. Dabei wird das abstrahierte Simulationsmodell mit den Standardeinmessdaten positioniert. Der detaillierte Ablauf der Positionierung ist in Kapitel 5.4 beschrieben. Die Methode zur Führung der positionierten kinematischen Kette erfolgt dabei analog zur Vorgehensweise aus Kapitel 6.3.

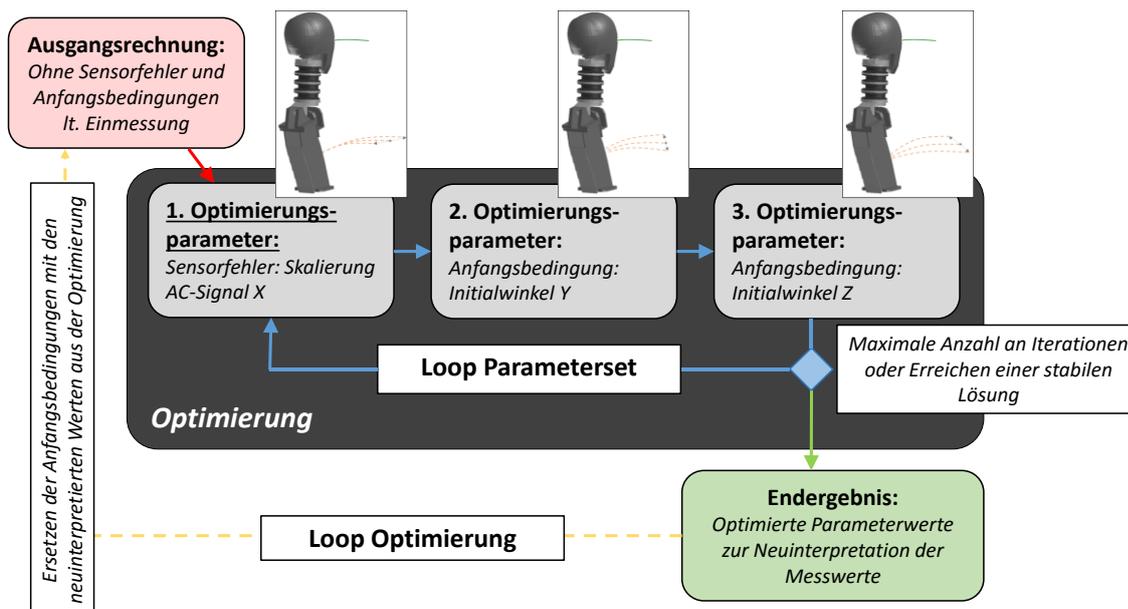


Abbildung 8-11: Ablauf des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der optimalen Parameterwerte zur Bestimmung der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette

Ausgehend von der Ausgangsrechnung werden schrittweise alle Optimierungsparameter durch den Optimierungsprozess bestimmt. Aus der Sensitivitätsanalyse ergeben sich die einzelnen Optimierungsparameter, angefangen mit der Skalierung des AC-Signals in X-Richtung und die Optimierung des Y- und Z-Initialwinkels. Dieser Zyklus wird im Anschluss wiederholt, wobei die neu bestimmten Parameterwerte als Ausgangswerte des neuen Loops des Parametersets dienen. Der Loop des Optimierungsparametersets wird so lange wiederholt, bis entweder eine vorab definierte maximale Anzahl an Iterationen erreicht wird oder die Optimierung eine stabile Lösung ergibt. Stabile Lösung bedeutet, dass sich die Parameterwerte innerhalb eines Parameterloops kaum mehr ändern und die Änderung des Parameters unterhalb eines definierten Wertes liegt (siehe Tabelle 8-6). Der gesamte Optimierungszyklus muss ebenfalls geloopt werden, wenn es zu hohe Abweichungen zwischen der Nackenrasterstellung aus der Versuchsdokumentation im Vergleich zur Nackendifferenzdrehung des Simulationsmodells gibt, die sich aus der Positionierung mit den Messdaten der Einmessung ergibt. Dies ist der Fall, wenn die Nackenrasterstellung nach der Positionierung der kinematischen Kette mit den Einmessdaten außerhalb des Toleranzbereichs der Tabelle 5-4 liegt. Dann werden die Anfangsbedingungen aus der Einmessung durch die neuinterpretierten Werte aus der Optimierung ersetzt und dienen als Anfangsbedingungen für die Ausgangsrechnung. Das Simulationsmodell wird mit den optimierten Initialwinkeln neu positioniert und der Optimierungsprozess beginnt von neuem. Dies kann so oft wiederholt werden, bis der Nackenrasterwinkel der positionierten kinematischen Kette innerhalb des Toleranzbereichs liegt. Ein weiterer Optimierungsloop ist nötig, da eine stark veränderte Ausrichtung der Führungssysteme des numerischen Modells durch die geänderte Initialpositionierung auch die Verläufe und Systematiken der virtuellen Nackenkräfte und Momente beeinflusst. Diese wiederum beeinflussen das Optimierungsergebnis der Thoraxkinematik. Sind die Anfangsbedingungen aus der Einmessung und die dokumentierte Nackenrasterstellung schlüssig so erfolgt nur die Neupositionierung des numerischen Modells. Der Optimierungsprozess wird nicht wiederholt.

8.6.2 Ausgangsrechnung

Nach der Positionierung der kinematischen Kette erfolgt in einem nächsten Schritt die Vorgabe der Kopfbahn aus der Optimierung und der Thoraxbahn ohne Optimierung. Die Abweichungen zwischen der Bahnvorgabe der Kopfbewegung aus der Optimierung und der Videotrajektorie liegen unter 2mm über die gesamte Bewegungsdauer (siehe Kapitel 8.3). Im Hinblick auf die Parameter der Thoraxkinematik und die Berechnung der Vorgabetrajektorie des Thorax geht hierfür die Skalierung der AC-Signale in X-Richtung mit 100%, der Y-Initialwinkel mit 0.1° (Tiltensorik Thorax) und der Z-Initialwinkel mit -2.5° (Videowinkel Kopf) in die Bahnberechnung mit ein. Daraus ergibt sich eine Thoraxvorgabetrajektorie, berechnet mit den Werten aus der Einmessung und ohne Berücksichtigung von Sensorfehlern. Die Systemantwort des numerischen Modells auf die geführte Bewegung unter den beschriebenen Randbedingungen ist in Abbildung 8-12 ersichtlich.

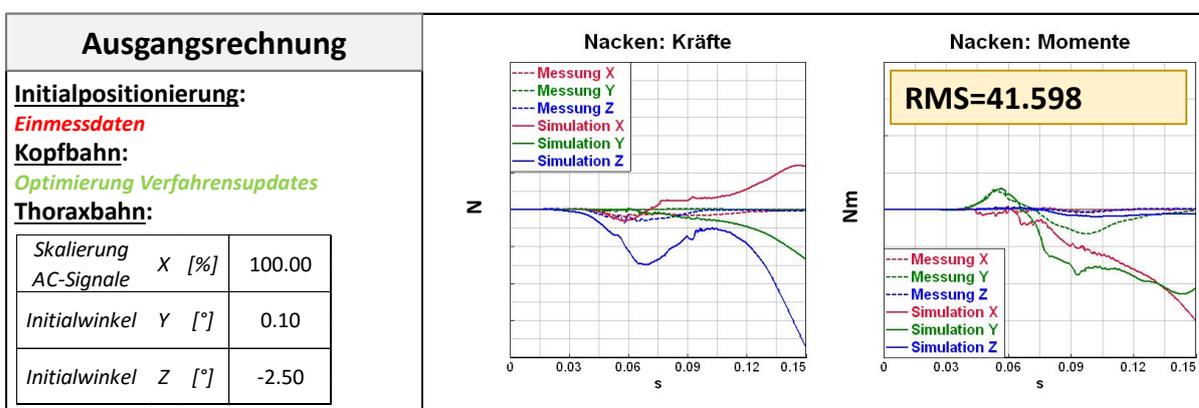


Abbildung 8-12: Übersicht des Optimierungsablaufs und des Optimierungserfolges anhand der Anwendung des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung auf die Realmessdaten des Versuchs G3.1 – Ausgangsrechnung

Aus den Abweichungen der Nackenkräfte und Momente errechnet sich ein RMS-Wert von 41.458. Die Maximalwerte der Kräfteabweichungen liegen knapp unter 20kN. Es kommt dabei zu sehr großen Abweichungen der Kräfte und Momente. Basierend auf der Bewertung der Vorgabetrajektorie durch ein Skalar von Kapitel 7.2 ist deutlich ersichtlich, dass die Vorgabetrajektorie des Thorax durch Integration der elektrischen Messsignale ohne Berücksichtigung von Sensorfehlern und der Berechnung mit den Initialwinkeln aus der Einmessung wesentlich von der realen Trajektorie abweicht.

8.6.3 Detailanalyse Optimierung 1. Optimierungsparameter (Skalierung AC-Signal X) - 1. Loop Parameterset - 1. Loop Optimierung

Zur Veranschaulichung der Optimierungslogik und des Optimierungserfolgs eines einzelnen Parameters wird das Verfahren zur Parameteroptimierung anhand des Beispiels der Optimierung der Skalierung des AC-Signals in X im Detail durchgeführt. Dabei handelt es sich um ein Beispiel der Auswertung des 1. Optimierungsloops bei der Thoraxoptimierung des Versuchs G3.1 und ist in Abbildung 8-13 dargestellt. Die Abbildung zeigt jeweils drei unterschiedliche Parameterschrittweiten (3.00%, 0.25% und 0.05%). Dabei ist für jede Schrittweite ein Diagramm mit dem jeweiligen Verlauf der RMS-Werte über den Parameterwerten der Vorgabetrajektorie dargestellt, sowie die konkreten Werte der einzelnen Punkte des Diagramms. Die Werte der Initialwinkel bleiben dabei konstant und betragen im angeführten Beispiel 0.1° (Y-Initialwinkel) und -2.5° (Z-Initialwinkel).

Präzise Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten durch die kinematische Kette

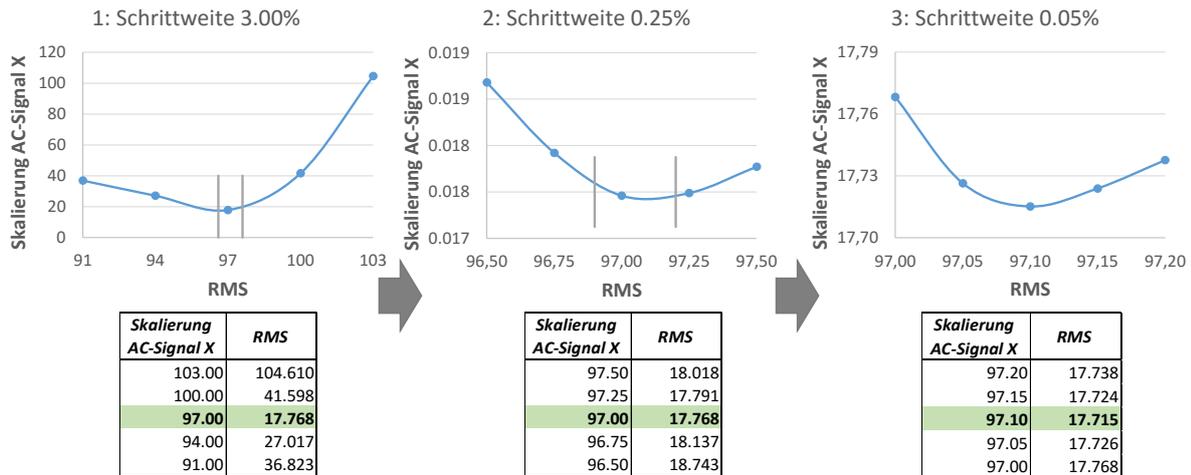


Abbildung 8-13: Erklärung der Optimierungslogik zur Bestimmung eines einzelnen Parameters (Skalierung AC-Signal X) anhand des Beispiels der Auswertung des Versuchs G3.1 im 1. Optimierungsloop

Bei der Ausgangsrechnung (100%) liegt der RMS-Wert bei 41.598. Die erste Parametervariation erfolgt mit einer Schrittweite von +/-3% und einem sich daraus ergebenden Minimum bei 97.00% (RMS-Wert = 17.768). In einem zweiten Schritt erfolgt die Variation der Bahnkurve mit einer Schrittweite von 0.25%. Aus dieser Parametervariation ergibt sich ebenfalls ein Minimum bei 97.00%. Der dritte Schritt mit einer weiteren Schrittweitenminimierung auf 0.05% ergibt ein Minimum bei 97.10% und einem RMS-Wert von 17.715. Das Minimum der Optimierung des Parameters der Skalierung der ACX-Signale bei dem Versuch 3.1 ergibt in dem ersten Optimierungsloop einen Wert von 97.10%. Diese Vorgehensweise ist in weiterer Folge ident für alle Optimierungsparameter.

8.6.4 Übersicht Ergebnis 1. Loop Optimierung

Das Endergebnis des 1. Optimierungsloops für den Versuch G3.1 wird in diesem Kapitel diskutiert. Die Optimierung der Thoraxkinematik durch das Prinzip der kinematischen Kette erfolgt über den gesamten Optimierungszyklus mit dem identen Simulationsmodell der mit den Einmessdaten der positionierten kinematischen Kette (Positionierung siehe Kapitel 5.5.1) und der Vorgabe der Kopftrajektorie nach der Optimierung aus Kapitel 8.3. Die genaue Vorgehensweise der Optimierungsstrategie des Parametersets ist jener aus Kapitel 8.5 ident. Den Überblick über die optimierten Parameterwerte der Thoraxvorgabetrajektorie, sowie die Systemantwort des Simulationsmodells der kinematischen Kette nach der Führung des Modells entlang der Vorgabetrajektorie der optimierten Kopf und Thoraxbahn ist in Abbildung 8-14 dargestellt.

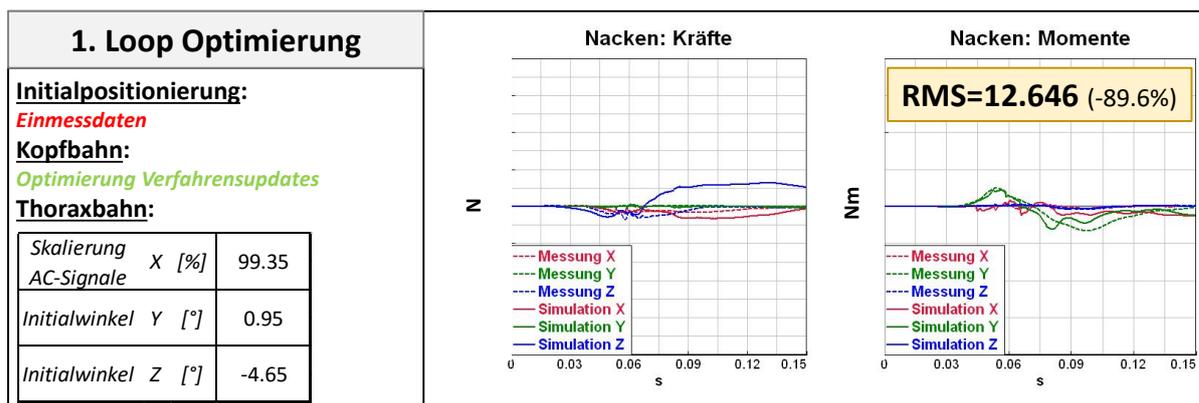


Abbildung 8-14: Übersicht des Optimierungsablaufs und des Optimierungserfolges anhand der Anwendung des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung auf die Realmessdaten des Versuchs G3.1 – 1. Optimierungsloop

Die Optimierung benötigt insgesamt 305 Einzelrechnungen und fünf Loops des Parametersets der drei Optimierungsparameter. Nach 5 Iterationen wird der Optimierungsprozess nach einer Gesamtauswertedauer von 8h:36min:01s beendet (Erreichen der maximalen Anzahl an voreingestellten Iterationen). Der Optimierungsprozess ergibt ein Minimum des RMS-Wertes bei einer Skalierung des ACX-Signals von 99.35%, einem Initialwinkel um die Y-Achse von 0.95° und einem Initialwinkel um die Z-Achse von -4.65°. Die Skalierung des ACX-Signals und der Y-Initialwinkel ändern sich bei der Optimierung nur geringfügig. Der Z-Initialwinkel aus der Optimierung weicht dahingegen um über 2° vom Startwert ab. Dies kann auf eine zusätzliche geringe Verdrehung des Nackens um die Z-Achse (Hochachse) zurückgeführt werden. Der Thoraxinitialwinkel kann nicht durch die Tiltsensorik Thorax erfasst werden und wird vom Kopf übernommen. Die Messachsen der beiden Systeme stimmen im Allgemeinen nicht direkt mit der Dummyinitiallage überein (Schiefstellung Marken, Nackenspiel, Sensorplatte, Sensoreinbaulage, usw.). Der RMS-Wert liegt nach der Optimierung der Thoraxbahn bei 12.646 und verbessert sich durch die Optimierung um 70%. Die Verläufe der Kräfte und Momente sind jenen der Messtechnik ähnlich, weichen bei den Kräfteverläufen jedoch besonders in einem späteren Bereich der Bewegung (ab zirka 70ms) von den Messwerten ab. Auffällig ist dabei der Verlauf der Nackenkraft in Z-Richtung. Die Nackenmomente und die beiden restlichen Kräfte der elektrischen Messtechnik stimmen gut mit dem Simulationsoutputs überein. Nach der Optimierung wird das Modell mit den neuinterpretierten Initialbedingungen neu positioniert, um die Genauigkeit der Thorax-Initialposition zu steigern (siehe Kapitel 5.3.6). Durch die Neupositionierung werden Effekte, wie etwa die bereits erwähnte Verdrehung um die Z-Achse aber auch Abweichungen zwischen der Achsausrichtung der Videoanalyse und den Messachsen der Sensorik ausgeglichen. Aufgrund der Nackenraasterstellung, die bei der Positionierung mit Standard einmessdaten außerhalb des Toleranzbereichs liegt wird die gesamte Optimierung noch einmal geloopt (siehe Kapitel 8.6.1 und Kapitel 5.5.1).

8.6.5 Übersicht Ergebnis 2. Loop Optimierung mit neu positioniertem Simulationsmodell

Um den Einfluss der Neupositionierung und der neuen Differenzdrehung im Nacken zwischen Kopf und Thorax auf den Optimierungsprozess auszugleichen ist ein weiterer Optimierungsloop notwendig (siehe Kapitel 5.6.1). Das Ergebnis des 2. Optimierungsloops der Thoraxkinematik mit dem neu positionierten Modell ist in Abbildung 8-15 dargestellt. Die Vorgabetrajektorie des Kopfes bleibt unverändert (Kapitel 8.3), das Simulationsmodell ist mit den neuinterpretierten Initialbedingungen aus dem 1. Optimierungsloop neu positioniert. Ausgangsparameter der Vorgabetrajektorie des Thorax für die Optimierung sind die

Initialwinkel aus dem 1. Optimierungsloop mit einem Y-Initialwinkel von 0.95° und einem Z-Initialwinkel von -4.65° sowie einer Skalierung der AC-Signale in X-Richtung mit 100%.

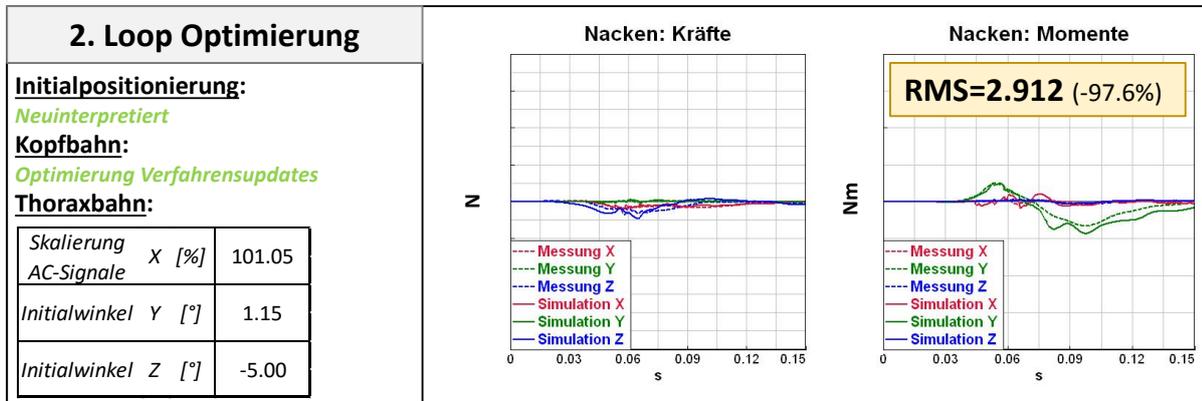


Abbildung 8-15: Übersicht des Optimierungsablaufs und des Optimierungserfolges anhand der Anwendung des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung auf die Realmessdaten des Versuchs 3.1 – 2. Optimierungsloop

Der Optimierungsprozess des 2. Optimierungsloops benötigt 190 Einzelrechnungen und fünf Iterationen um eine stabile Lösung zu finden, bei der sich die Parameterwert innerhalb des Loops des Parametersets der drei Optimierungsparameter nicht mehr ändern und endet nach 7h:01min:45s. Die wiederholte Optimierung ändert die Werte der optimierten Parameter und somit die Thoraxkinematik. Dabei ändern sich die Initialwinkel nur geringfügig, der größte Einfluss des neupositionierten Modells und dem wiederholten Optimierungsloop der Thoraxbahn ist bei dem optimierten Wert der Skalierung des ACX-Signals zu erkennen. Der optimierte Wert ändert sich um 1.7% im Vergleich zu dem 1. Loop der Optimierung. Durch die wiederholte Optimierung kommt es zu einer erheblichen Verbesserung der Übereinstimmung der Kräfte und Moment im Nacken und wesentlich geringeren Restabweichungen (Detailanalyse Abbildung 8-16). Die Abweichungen ergeben einen RMS-Wert von 2.912 was eine Verbesserung der Verläufe von 93% im Vergleich zu den Bahnkurven ohne Optimierung entspricht.

8.6.6 Detailanalyse Ergebnis Optimierung G3.1

Der gesamte Optimierungsprozess des Methodenentwicklungsversuchs G3.1 benötigt insgesamt zwei Optimierungsloops aufgrund der anfänglichen Unstimmigkeiten der Nackenraasterstellung. Das Endergebnis der Optimierung ergibt sich aus 495 Einzelrechnungen und einer Gesamtauswertedauer von 15h:38min. Dabei liefert die Optimierung ein stabiles Endergebnis, bei dem sich die einzelnen Parameter innerhalb eines Loops des Parametersets nicht mehr ändern. Nach der Optimierung der Thoraxkinematik sind die Charakteristiken der Nackenkräfte und Momente in allen drei Richtungen sehr ähnlich. Leichte Restabweichungen ergeben sich bei der Nackenkraft in Z-Richtung und bei den Momenten um die Y- und Z-Achse. Die Belastung des Nackens in Z-Richtung startet in der Simulation etwas früher als in der elektrischen Messtechnik (siehe Abbildung 8-16). Im Vergleich zu den Ausgangskurven („- def“) ergeben die Verläufe der Nackenkräfte nach der Optimierung („- opt“) nahezu keine Systematiken der Restabweichungen und die Charakteristiken der Nackenkräfte und Momente nach der Optimierung stimmen sehr gut mit jenen der elektrischen Messtechnik überein. Der Optimierungserfolg und die Verbesserung der Kinematik sind eindeutig erkennbar.

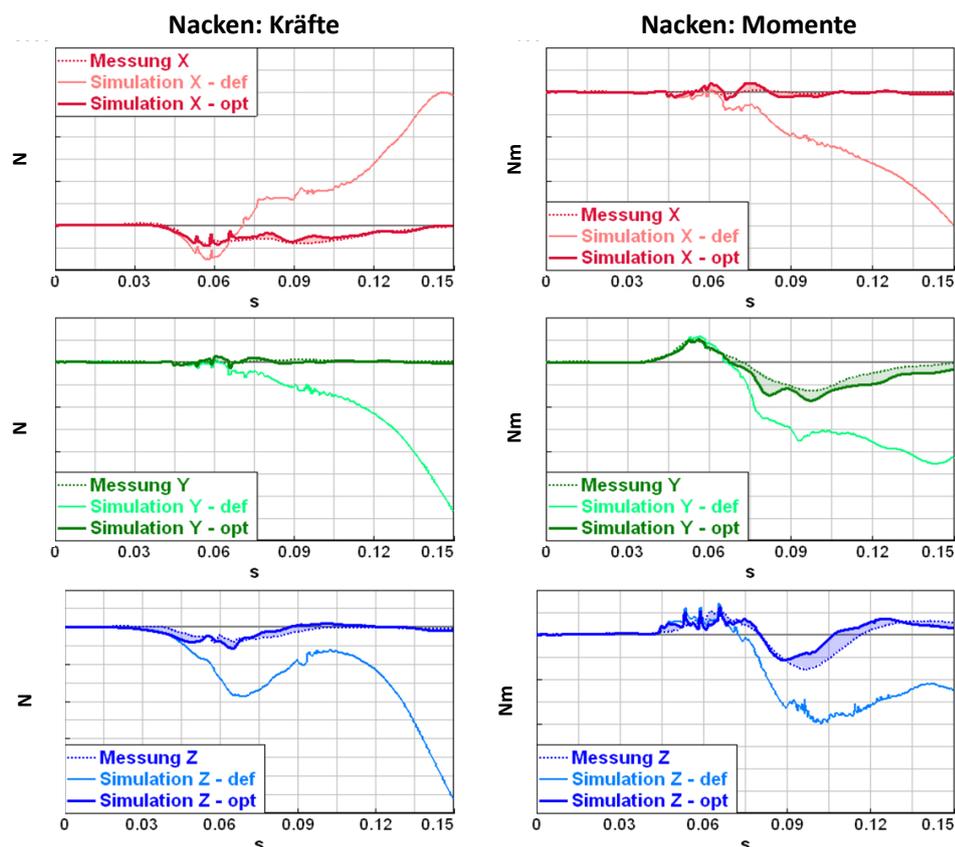


Abbildung 8-16: Detailanalyse der Restabweichungen der Nackenkräfte und Momente zwischen Simulation und elektrischer Messtechnik nach dem Optimierungsprozess

Einflussfaktoren und Gründe für die auftretenden Restabweichungen können unter anderem die Ungenauigkeiten der Vorgabetrajektorie von Kopf und Thorax oder der Initialpositionierung sein, aber auch auf die Güte des Nackenmodells durch die Validierung des Modells für die Bestimmung von biomechanischen Kennwerten und die reduzierte Anzahl an Optimierungsparametern zurückzuführen sein. Generell zeigt die Optimierung der Bahnkurven und die Bestimmung der Thoraxkinematik über das Prinzip der kinematischen Kette eine eindeutige und deutliche Verbesserung der Thoraxkinematik im Vergleich zur Ausgangslage, bei Betrachtung der Übereinstimmung der Nackenkräfte und Momente vor und nach der Optimierung.

8.7 Plausibilisierung und Verifizierung des Optimierungsergebnisses der Thoraxkinematik

Ein wesentlicher Punkt eines Optimierungsprozesses ist die Plausibilisierung des Ergebnisses und des gefundenen Minimums mit den Daten, die standardmäßig im Fahrzeugversuch vorhanden sind. Diese kann im Fall der Optimierung der Thoraxkinematik anhand der Analyse von zwei unabhängigen objektiven Vergleichsgrößen durchgeführt werden.

8.7.1 Plausibilisierung Optimierungsergebnis

Analyse der Optimierungsparameter

Eine Plausibilisierungsmöglichkeit ist die Detailanalyse der Optimierungsparameter. Bei der Thoraxkinematik wird durch die reduzierte Anzahl an Optimierungsparametern eine gewisse Parameterkompensation bewusst zugelassen, um dadurch die Gesamtauswertedauer zu reduzieren. Dies erschwert jedoch die Interpretation der Optimierungswerte hinsichtlich ihrer Plausibilität. Die Skalierung des ACX-Signals in X-Richtung erfasst alle Effekte, die eine Thoraxbahnkurve in X-Richtung beeinflussen. Eine Skalierung des ACX-Signals von 101.05% liegt in etwa im Bereich der Kalibrierengenauigkeit und scheint wie der Y-Initialwinkel mit einer Abweichung des optimierten Wertes um 1.05° vom gemessenen Tiltsensorikwinkel als plausibel. Der Ausgangswert des Initialwinkels der Thoracic Spine um die Z-Achse in der Optimierung ist der Videowinkel des Dummykopfes, unter der Annahme einer vernachlässigten Verdrehung des Nackens um die Hochachse. Die Optimierung ergibt eine Verdrehung des Nackens zwischen dem Dummykopf und der Thoracic Spine beziehungsweise eine Ausrichtungsunterschied der Messachsen um die Z-Achse von 2.5° . Effekte wie die Skalierung des ACY-Signals sind ebenfalls in Initialwinkel um die Z-Achse enthalten. Qualitative Aussagen über die Interpretation dieses Parameters können nicht getätigt werden, da die Einflussfaktoren vielfältig sind. Generell können die Optimierungsparameter jedoch als plausibel angesehen werden.

Bestimmung der Fehlerbandabschätzung der Thoraxvorgabebtrajektorie durch die Fo2Ds-Umrechnung

Eine Bewertung und Plausibilisierung der Bewegung über die Restabweichungen der Kräfte und Momente ist aufgrund der starken Richtungs- und Geschwindigkeitsabhängigkeit des Nackenmodells schwierig. Eine Bewertung der Qualität des Optimierungsergebnisses erfolgt daher über die Fo2Ds-Umrechnung (Kapitel 7.3). Das Ergebnis der Umrechnung ist in Abbildung 8-17 dargestellt.

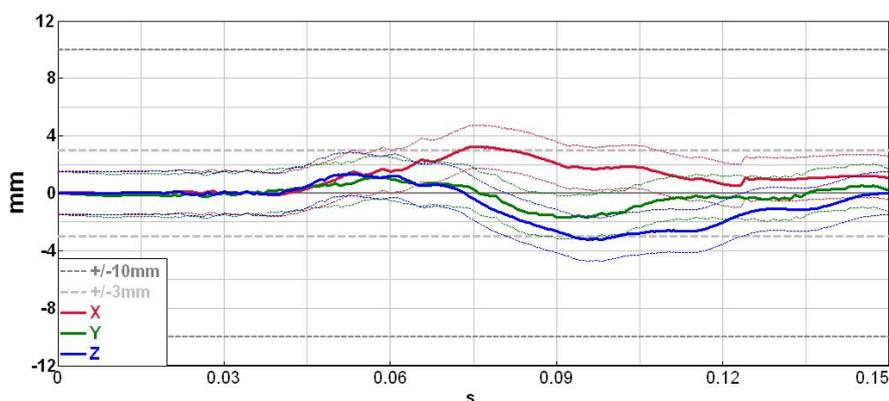


Abbildung 8-17: Fo2Ds-Umrechnung zur Abschätzung der absoluten Thoraxabweichung nach der Bewegungsaufbringung der Bahnkurven nach dem Optimierungsprozess des Versuchs G3.1

Aus der Umrechnung ergeben sich Verläufe einer theoretischen Thoraxabweichungen, die sich aus den Restabweichungen der Nackenkräfte und Moment zwischen der elektrischen Messtechnik und dem Simulationsoutput nach der Optimierung ergeben. Da die mit der Fo2Ds umgerechneten Abweichungen der Thoraxposition die Abweichungen der Initialposition nicht berücksichtigen und sich nur Relativabweichungen ergeben dient ein zusätzliches Genauigkeitsband mit einem Offset von 1.4mm als zusätzliches Fehlertoleranzband zur Berücksichtigung der Abweichungen der Thoraxinitialposition (siehe Kapitel 5.7). Die Umrechnung ergibt eine theoretische Genauigkeit der Thoraxbahn von 4-5mm. Dabei handelt es sich um die absoluten Abweichungen der Thoraxposition im globalen DK-System durch die

Berücksichtigung einer zusätzlichen Ungenauigkeit der Initialpositionierung als additiven Fehler (strichliertes Genauigkeitsband von +/-1.4mm). Die theoretische relative Abweichung liegt mit 3mm sogar innerhalb der Videogenauigkeit. Die Fo2Ds Umrechnung der Restabweichungen der Kräfte und Momente zeigt die Qualität des Optimierungsergebnisses und spiegelt somit den Optimierungserfolg wieder. Eine Verifizierung der Fo2Ds-Umrechnung kann durch den Vergleich mit der tatsächlichen Abweichung der Thoraxtrajektorie zur Videotrajektorie erfolgen.

8.7.2 Verifizierung der Genauigkeit der Thoraxkinematik nach dem Optimierungsverfahren des Prinzips der kinematischen Kette

Der wichtigste Punkt um den Beweis der Funktionalität des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxkinematik zu liefern, ist der Vergleich der Thoraxkinematik nach der Anwendung des Verfahrens der kinematischen Kette mit einer unabhängigen Messgröße. Im Fall der Thoraxkinematikbestimmung über die Fusion elektrischer Messtechnik aus dem Realversuch mit einem FE-Dummymodell ist dies der Vergleich mit den präzisen Videotrajektorien der Thoracic Spine. Diese sind aufgrund des speziellen Versuchsaufbaus der Methodenentwicklungsversuche vorhanden. Ein Vergleich der Bahnkurven des Versuchs G3.1 vor und nach der Optimierung mit der Videotrajektorie des Realversuchs ergibt die Abweichungskurven in Abbildung 8-18, wobei die Abweichungskurven vor der Optimierung in dünnen strichlierten Linien und die Abweichungskurven nach der Optimierung in durchgehenden Linien dargestellt werden. Ein Vergleich der Abweichungskurven zeigt den Erfolg der Optimierung und die Genauigkeitssteigerung der Thoraxkinematik durch das Prinzip der kinematischen Kette bei dem Versuch G3.1. Die Positionsabweichungen beziehen sich auf den Vergleich des Sensorbezugspunktes des Starrkörpers.

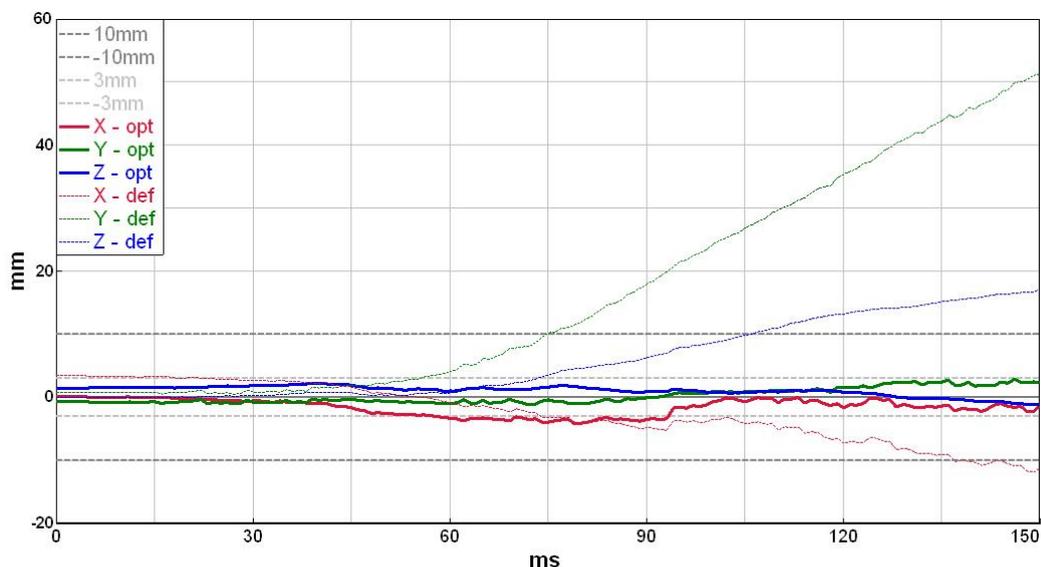


Abbildung 8-18: Abweichung der Thoraxvorgabetrajektorie zur Starrkörpertrajektorie aus der 3D-Filmanalyse vor und nach der Optimierung mit dem Prinzip der kinematischen Kette

Ohne Optimierung der Vorgabetrajektorie des Thorax ergeben sich maximale Abweichungen von 51.3mm. Der Vergleich der Bahnkurven des Thorax aus der Videoanalyse und der Simulation nach der Bewegungsvorgabe aus dem Optimierungsprozess ergibt eine maximale Abweichung von nur 4.2mm. Diese maximale Abweichung tritt in X-Richtung bei etwa 80ms auf, die beiden anderen Richtungen liegen sogar innerhalb der Videogenauigkeit (hellgrau strichlierte Linien). Durch die Optimierung der Thoraxtrajektorie mit dem Prinzip der kinematischen Ketten kann die Genauigkeit der Vorgabetrajektorie um 91.8%

gesteigert werden. Ebenso ist in Abbildung 8-18 in einer etwas dunkleren grauen strichlierten Linie die geforderte Genauigkeit des Verfahrens aus den anfänglich aufgestellten Grundzielen dargestellt. Die Thoraxbahnen des Versuchs G3.1 aus der Optimierung mit dem Simulationsmodell liegen weit unter dieser geforderten Genauigkeit. Der Vergleich der Trajektorien erfolgt im globalen DK-System, das bedeutet Abweichungen der Initialposition gehen in die Abweichungsanalyse mit ein. Zur detaillierten Analyse der Restabweichungen nach dem Optimierungsprozess sind diese in Abbildung 8-19 noch einmal im Detail dargestellt. Zusätzlich enthält die Abbildung das Fo2Ds-Fehlerband. Dabei sind die maximalen zeitlichen Verläufe der Fo2Ds-Umrechnung in positiver und negativer Richtung im globalen DK-System gelb, strichliert und dünn dargestellt. Der zeitliche Bereich der tatsächlichen Abweichungen der außerhalb dieses Verlaufs ist, ist in der entsprechenden richtungsspezifischen Farbe markiert. Das Fehlertoleranzband der maximalen Fo2Ds-Abweichung ist als zeitlich konstante dicke gelbe Linie dargestellt. Es ergibt sich aus der maximalen positiven und negativen Fo2Ds-Umrechnung.

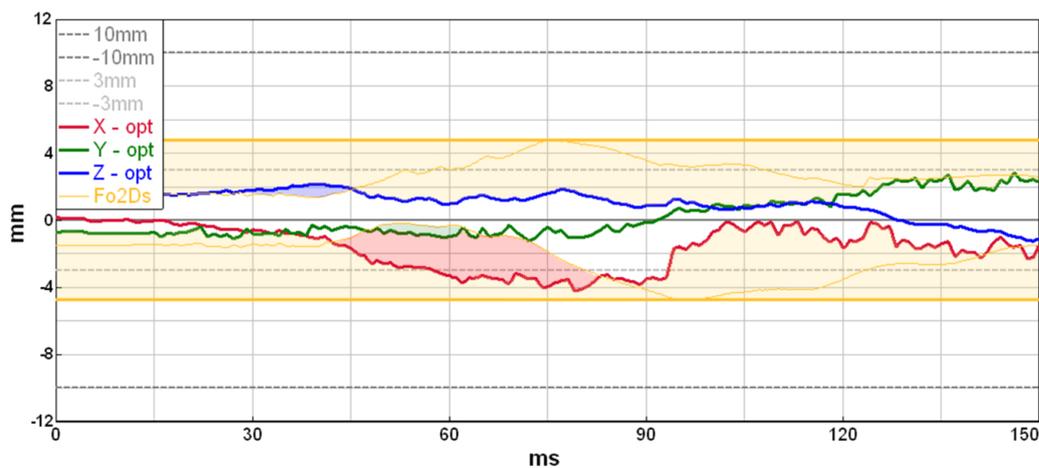


Abbildung 8-19: Detailanalyse der Abweichungskurven und Darstellung und Verifizierung der Abschätzung des Fehlertoleranzbandes durch die Fo2Ds-Umrechnung

Über den gesamten Verlauf liegen die tatsächlichen Abweichungen innerhalb des gelb markierten zeitlich konstanten maximalen Fehlertoleranzbandes der Fo2Ds-Umrechnung. Ein Vergleich der zeitlichen Verläufe der Fo2Ds-Umrechnung mit den tatsächlichen Abweichungskurven zeigt, dass nur die Abweichungen in X-Richtung zwischen 45ms und 80ms in einem längeren Zeitbereich außerhalb des zeitlichen Verlaufs liegen. Somit stimmt die Fo2Ds-Umrechnung und Abschätzung des Fehlerbandes sehr gut mit den realen Abweichungen überein. Des Weiteren sind keine auffälligen Systematiken der Restabweichungen der Thoraxpositionen zu erkennen. Die Abweichungskurve der X-Richtung steigt bis zum Zeitpunkt der maximalen Vorverlagerung (Zeitpunkt der maximalen Z-Nackenkraft) bei 80ms an und sinkt bis Ende der Hauptbewegung wieder annähernd auf 0mm Abweichung. Die Abweichungskurven in Y- und Z-Richtung steigen stetig mit Fortdauer der Bewegung auf 3mm, was auf eine geringe Ungenauigkeit der optimierten Initialwinkel zurückzuführen ist. Aufgrund der geringen Abweichungen der Thoraxtrajektorie, die nahe der Videogenauigkeit liegen, sind diese Abweichungssystematiken nicht zuordenbar, da diese auch aus der Videoanalyse kommen können. Bei dem Versuch G3.1 ist es somit möglich, die Thoraxtrajektorie nur mit Standardversuchsdaten eines Fahrzeugversuchs ohne das Verwenden von Videodaten mit sehr hoher Präzision zu bestimmen und mit 4mm annähernd die Genauigkeit der Videoanalyse zu erreichen.

8.8 Bestimmung der Thoraxkinematik der gesamten Methodenentwicklungsversuche

Um die Validität des Verfahrens festzustellen und die Verifizierung der Methodik durchzuführen wird die idente Auswertestrategie auf alle vorhandenen Methodenentwicklungsversuche angewandt und die sich daraus ergebenden Thoraxbahnen mit der präzisen Trajektorie der 3D-Filmanalyse (Standardabweichung 3mm) verglichen. Dabei wird das für jeden Versuch speziell positionierte und die jeweilige optimierte Kopftrajektorie zur Optimierung der Thoraxbahn verwendet. Die maximalen Abweichungen jeder einzelnen Richtung der unabhängig voneinander bestimmten Absolutbahnen des Thorax im globalen DK-System sind in nachstehenden Tabelle 8-7 zusammengefasst. Durch den Vergleich mit der Videotrajektorie können die Genauigkeit des Verfahrens, sowie die Stabilität und die Funktionalität der Methodik des Prinzips der kinematischen Kette im Falle der analysierten Methodenentwicklungsversuche nachgewiesen werden. Der Vergleich zeigt die maximalen Positionsabweichungen in jeder einzelnen Richtung bei dem Vergleich des Sensorbezugspunktes in der Thoracic Spine.

Kinematik Thoracic Spine		Positionsabweichungen Simulation-Videodaten [mm]			
		X	Y	Z	MAX
1. Versuchsreihe	G1.1	-3.1	1.9	-3.5	3.5
	G1.2	-2.4	2.4	-7.3	7.3
	G1.3	-3.9	1.8	-5.1	5.1
	G1.4	-3.2	3.8	-4.5	4.5
2. Versuchsreihe	S2.1	-5.5	5.4	1.8	5.5
	S2.2	-8.0	3.3	2.3	8.0
	S2.3	-5.3	5.1	-2.2	5.3
	S2.4	-4.7	7.8	-2.1	7.8
	S2.5	-6.1	-2.0	-2.2	6.1
3. Versuchsreihe	G3.1	-4.2	2.9	2.2	4.2
	G3.2	-5.0	3.7	2.1	5.0
	G3.3	-4.8	-2.6	-4.6	4.8
∅					5.6

Tabelle 8-7: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung durch das Prinzip der kinematischen Kette

Nach der Durchführung der Optimierung der Thoraxbahn ergeben sich maximale Abweichungen über alle Versuche, die zwischen 3mm und 8mm liegen. Die durchschnittliche Genauigkeit des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung durch die Simulationsoptimierung über drei unabhängige Versuchsreihen liegt bei 5.6mm und somit nur geringfügig über der Standardabweichung der 3D-Filmanalyse aus der Versuchsdocumentation. Kein einziger Versuch liefert Thoraxtrajektorien mit Abweichungen über 10mm und unterschreitet die geforderte Genauigkeit. Mit einer maximalen Abweichung von 8.0mm sind diese bei jedem ausgewerteten Versuch geringer als jene Genauigkeitsanforderungen, die in den Grundzielen definiert wurden. Die zeitlichen Verläufe der Abweichungen der Thoraxkinematik aller analysierten Versuche sind in Abbildung 8-20 dargestellt.

Präzise Dummykinematikbestimmung aus Crashtestdaten durch die kinematische Kette

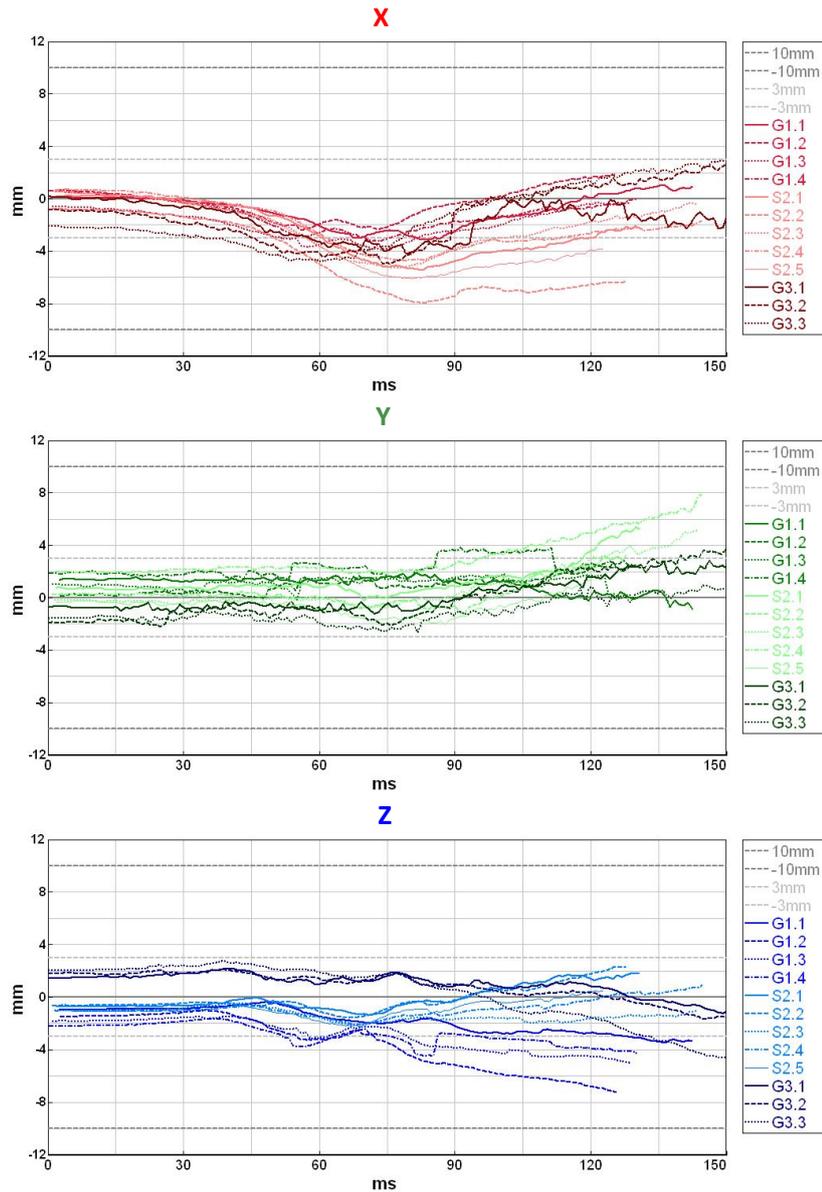


Abbildung 8-20: Übersicht der zeitlichen Abweichungsverläufe des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung durch das Prinzip der kinematischen Kette

Einzig auffallende Systematik ist die durchgehend negative Abweichung in X-Richtung, die Bewegung des Simulationsmodells läuft der realen Versuchsbewegung immer etwas hinterher. Dies kann teilweise auf die Führung des Simulationsmodells über das bereits erwähnte Feder/Dämpfersystems und die Trägheit des Modells zurückgeführt werden. Die X-Abweichung des Thorax im Vergleich zum Federweg des Führungssystems der Thoracic Spine in X-Richtung ist in Abbildung 8-21 dargestellt.

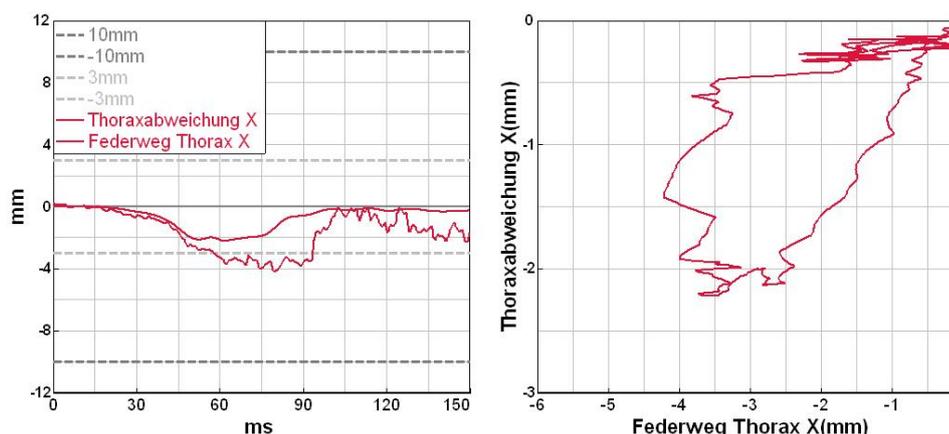


Abbildung 8-21: Vergleich der X-Abweichung der Thoraxvorgabetrajektorie und dem X-Federweg des Führungssystem des Versuchs G3.1 nach der Thoraxoptimierung

Die zeitlichen Verläufe der Thoraxabweichung und des Federwegs sind dabei sehr ähnlich (linkes Bild). Ähnliches zeigt auch die Darstellung der X-Abweichung über dem Federweg (rechtes Bild), bei dem die X-Abweichung bei steigendem Federweg auch ansteigt. Durchschnittlich legt der Thorax bei allen 12 Schlittenversuchen einen Weg von knapp über einen Meter zurück. Das bedeutet, dass der prozentuelle Fehler in der Thoraxbahn nach der Optimierung, aufgerechnet auf den Gesamtweg lediglich 0.5% beträgt. Die Auswertedauer der Thoraxkinematik liegt im Durchschnitt bei allen Versuchen unter 12 Stunden, über alle Versuche ergibt sich eine mittlere Dauer der Auswertung von 08h:30min:40s. Die Berechnung einer Einzelrechnung wurde dafür mit einer CPU (i7-2600 3.4GHz) durchgeführt, für die gesamte Optimierung werden im Durchschnitt pro Versuch 275 Einzelrechnungen benötigt um das Minimum der kinematischen Kette zu finden. Das Verfahren zur Thoraxkinematik funktioniert somit stabil ohne negativen Ausreißer und mit einer durchschnittlichen Genauigkeit zwischen 5-6mm bei einer maximalen Genauigkeit von 8mm, nachgewiesen durch die Anwendung der Methodik auf 12 Versuche.

8.9 Abschätzung des Fehlerbandes der Vorgabetrajektorie (Fo2Ds) der gesamten Methodenentwicklungsversuche

Die Fo2Ds Umrechnung liefert eine Abschätzung des Fehlerbandes der Thoraxvorgabetrajektorie im globalen DK-System aus den Restabweichungen der Kräfte und Momente nach dem Optimierungsprozess. Um die Fo2Ds Umrechnung zu verifizieren beinhaltet die nachstehende Tabelle einen Vergleich des maximalen Fehlers der Fo2Ds-Umrechnung mit der tatsächlichen maximalen Abweichung der Thoraxtrajektorie aus der Optimierung zur Thoraxtrajektorie aus der Videoanalyse (beides im globalen DK-System).

Kinematik Thoracic Spine		Positionsabweichungen Fo2Ds Umrechnung [mm]				Positionsabweichungen Simulation-Videoaten [mm]		
		X	Y	Z	MAX	MAX (mit Initpos)	MAX	Diff Fo2Ds - Sim./Video
1. Versuchsreihe	G1.1	3.7	2.1	-3.9	3.9	5.3	3.5	-1.8
	G1.2	3.8	1.8	1.8	3.8	5.2	7.3	2.1
	G1.3	3.7	1.4	2.0	3.7	5.1	5.1	0.0
	G1.4	3.7	-2.0	-2.5	3.7	5.1	4.5	-0.6
2. Versuchsreihe	S2.1	3.2	2.3	-4.9	4.9	6.3	5.5	-0.8
	S2.2	4.9	2.1	5.7	5.7	7.1	8.0	0.9
	S2.3	3.6	2.8	5.0	5.0	6.4	5.3	-1.1
	S2.4	3.4	1.8	3.7	3.7	5.1	7.8	2.7
	S2.5	3.2	2.1	3.2	3.2	4.6	6.1	1.5
3. Versuchsreihe	G3.1	3.3	-1.7	-3.2	3.3	4.7	4.2	-0.5
	G3.2	2.3	-3.0	-4.3	4.3	5.7	5.0	-0.7
	G3.3	2.5	-3.0	-3.5	3.5	4.9	4.8	-0.1
Ø						5.5	5.6	1.1

Tabelle 8-8: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens zur Fo2Ds-Umrechnung der theoretischen Abweichungen der Thoraxposition im Vergleich zur tatsächlichen Abweichung zur Videotrajektorie

Durch die zusätzliche Berücksichtigung der Erfahrungen der Genauigkeit in der Initialpositionierung können 1.4mm als zusätzliche Ungenauigkeitsquelle berücksichtigt werden, um die Fo2Ds-Abweichungen im globalen DK-System berechnen zu können und diese auch mit den absoluten Abweichungen der Thoraxbahn zwischen Simulation (Optimierung) und Video zu vergleichen. Ein Vergleich der mit der Fo2Ds-Umrechnung bestimmten maximalen Thoraxabweichungen mit den tatsächlichen Abweichungen zum Video zeigt, dass die Fo2Ds-Umrechnung der 12 betrachteten Methodenentwicklungsversuchen im Mittel um nur 1.1mm von der Videoabweichung abweicht. Bei nur einem Versuch liegt die Abweichung zwischen der Fo2Ds-Umrechnung und der Videoabweichung bei 2.7mm (Versuch 2.4). Bei 10 der insgesamt 12 Versuche liefert die Fo2Ds-Umrechnung eine Abschätzung der maximalen Thoraxabweichung mit einer Genauigkeit unter 2mm. Eine verifizierte Plausibilisierungsmöglichkeit ist wichtig für die Anwendung auf weitere Versuche, bei dem die Optimierungsqualität und die Genauigkeit der Bahnkurve durch den Vergleich mit dem Video nicht überprüft werden kann. Die Fo2Ds Umrechnung liefert mit einer Umrechnungsgenauigkeit von 1.1mm eine gute Möglichkeit, um die gefundene Thoraxtrajektorie inklusive eines Fehlerbandes zu bestimmen.

8.10 Fazit

Die Optimierung der elektrischen Sensorsignale und Anfangsbedingungen zur Berechnung der Starrkörpertrajektorie ist notwendig, um Trajektorien mit einer Genauigkeit unter einem Zentimeter zu bestimmen. Ausgangspunkt der Thoraxkinematikbestimmung ist die präzise globale Kopftrajektorie. Im Vergleich zum Standardverfahren aus [Sinz W. et al., 2015] (Abweichung 5mm) kann die Genauigkeit der Kopftrajektorie bei dem Versuch G3.1 auf 1.5mm verbessert werden und die Abweichungen noch einmal um 70% reduziert werden. Für die Bestimmung der Thoraxkinematik wird das Prinzip der kinematischen Kette verwendet, in dem die Nackenkräfte und Momente aus der Simulation an die Sensordaten der Kraftmessdose aus dem Realversuch angepasst werden. Dies geschieht durch die Variation der Thoraxvorgabetrajektorie durch mathematisch modellierte physikalische Einflussparameter und deren Einfluss auf die numerische Integration von Sensorsignalen. Ein Optimierungsverfahren, das sich bereits bei

der Bestimmung der Kopfkinematik bewährt hat, ist das Verfahren eines linearen Optimierers. Dabei werden die Minima der einzelnen Optimierungsparameter schrittweise nacheinander bestimmt. Die Bestimmung des Minimums eines einzelnen Parameters erfolgt durch einen Best-fit des RMS-Wertes indem die Schrittweite des Parameterwertes stetig halbiert wird. Als Optimierungsparameter ergeben sich aus einer Sensitivitätsanalyse der Thoraxbahn die Skalierung des AC-Signals in X-Richtung, der Initialwinkel um die Y- und um die Z-Achse mit einer Parameterauflösung von 0.05, wodurch alle drei Richtungen der Thoraxbahn adressiert werden, wohl wissentlich das dadurch weitere Effekte kompensiert werden. Durch die Bestimmung der Optimierungsparameter und die Anpassung der Nackenkräfte und Momente werden die Restabweichungskurven und deren RMS-Wert durch den Optimierungsprozess um über 90% reduziert (Versuchs G3.1). Das Endergebnis der Optimierung ergibt sich aus 495 Einzelrechnungen und einer Gesamtauswertedauer von 15h:38min. Das Optimierungsergebnis ist dabei durchgehend plausibel (Optimierungsparameter, Fo2Ds-Umrechnung). Bei einem Vergleich der Thoraxbahn nach der Optimierung mit der präzisen Trajektorie der 3D-Filmanalyse des identen Versuchs ergeben sich maximale Kinematikabweichungen von 4mm über die gesamte Hauptbewegungsdauer. Durch die Optimierung der Thoraxtrajektorie mit dem Prinzip der kinematischen Ketten kann die Genauigkeit der Vorgabetrajektorie um 91.8% gesteigert werden.

Das generelle Fazit der Anwendung unterteilt sich in den Nachweis der Genauigkeit des Prinzips der kinematischen Kette anhand der Auswertung der 12 eigenständigen Methodenentwicklungsversuche und der Aufschlüsselung der Fehlerkette in der Bestimmung der Thoraxkinematik.

8.10.1 Nachweis der Genauigkeit

Um das Verfahren zu verifizieren und die Genauigkeit der ermittelten Thoraxbahnen zu bestimmen, ist ein unabhängiges Messsystem notwendig. Dazu dienen drei Methodenentwicklungsversuchsreihen mit verschiedenen Individuen, bei denen durch eine spezielle Versuchskonstellation und Modifikation des eingesetzten Crash Test Dummys die Videobahn in der Sensormessstelle der Thoracic Spine bestimmt wird. Das Verfahren zur Thoraxkinematikbestimmung benötigt vorab eine präzise Initialpositionierung (\emptyset -Genauigkeit: 1.4mm) des numerischen Modells und die Bestimmung der präzisen Kopftrajektorie (\emptyset -Genauigkeit: 1.6mm). Bei den 12 analysierten Versuchen wird die Thoraxkinematik bei allen Versuchen mit einer mittleren Genauigkeit von 5.6mm bestimmt, bei der kein einziger Versuch Abweichung über 8mm aufweist. Die maximalen Positionsabweichungen aller Versuche liegen somit unter der geforderten Genauigkeit der definierten Grundziele von unter 10mm. Die Auswertedauer beträgt durchschnittlich 8-9 Stunden. Um die Ergebnisse zu plausibilisieren, ermöglicht die Fo2Ds-Umrechnung eine Abschätzung des Fehlertoleranzbandes im globalen DK-System aus den Kräfteabweichungen mit einer durchschnittlichen Umrechnungsgenauigkeit von 1.1mm. Dadurch kann für die ermittelte Thoraxtrajektorie ein Fehlerband bestimmt werden, um dadurch die Lösungsqualität augenscheinlich darzustellen. Abschließend zeigt die Verifizierung des Verfahrens zur Bestimmung der Thoraxkinematik für die 12 ausgewerteten Methodenentwicklungsversuche, dass die vorgestellte Methodik stabil und ohne Einschränkungen funktioniert und präzise Thoraxbahnen liefert.

8.10.2 Fehlerkette der Thoraxkinematikbestimmung

Unter der Annahme, dass die 3D Filmanalyse und die daraus bestimmte Videotrajektorie des Thorax fehlerfrei und bekannt ist, können einzelne Fehlerquellen bestimmt und deren Einfluss auf die Einzelabweichung ausgemacht werden. Diese detaillierte Fehlerkette, bestimmt aus der Auswertung aller 12 Versuche und Mittelung der Einflussfaktoren über alle Versuche, gibt Aufschluss über die Zusammensetzung des Gesamtfehlers und zeigt gezielt die Haupteinflussfaktoren des Verfahrens auf. Dies

dient als Ausgangspunkt für mögliche Weiterentwicklungen. Ausgehend von der Videotrajektorie aus der 3D Filmanalyse beginnt die Fehlerkette bei 0.0mm.

1. Kompensation der physikalischen Einflussfaktoren durch lediglich drei Optimierungsparameter

Bei dem Prinzip der kinematischen Ketten werden nur drei Optimierungsparameter in dem Optimierungsprozess verwendet. Durch die Reduktion der Parameter auf nur drei Optimierungsparameter kommt es durch die Kompensation von anderen physikalischen Effekten (z.B. Skalierung AV-Signale, ...) zu Restabweichungen zwischen der berechneten Bahn und der Videotrajektorie im globalen DK-System. Eine Abbildung aller tatsächlichen Effekte würde ein exaktes Fitten der berechneten Bahnkurve auf die Videotrajektorie durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik ermöglichen. Dabei würde Messrauschen durch zufällige Fehler bleiben, die systematischen Fehler könnten komplett eliminiert werden. Um diesen Einfluss nachzuweisen wird die Thoraxtrajektorie alle 12 Versuche mit dem Verfahren der Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik und der Verwendung von nur drei Parametern bestimmt. Daraus ergibt sich eine maximal erreichbare Genauigkeit der Thoraxtrajektorie unter Idealbedingungen (Thoraxvideodaten vorhanden), die mit der Optimierung von nur drei Parametern möglich ist. Die Optimierung der Thoraxbahn mit der Optimierungsstrategie des Kopfes führt zu einer durchschnittlich Bahnabweichung von 2.2mm. Diese Abweichung resultiert aus dem reduzierten Lösungsgebiet durch die geringe Anzahl an verwendeten Optimierungsparametern und liegt etwas über der Genauigkeit der Kopfkinematik (1.6mm), bei der die Optimierung mit neun Optimierungsparametern durchgeführt wird.

2. Verwenden eines kommerziellen FE-Modelles zur Kinematikoptimierung

Ein weiterer Einflussfaktor ist das verwendete FE-Modell des Dummies, mit dem die Optimierungsparameter bei dem Prinzip der kinematischen Kette bestimmt werden. Da bei der Methode zur Thoraxoptimierung keine Videodaten vorhanden sind, sondern die Optimierung durch die Zusatzinformation eines FE-Simulationsoutputs bestimmt wird, ändern sich auch geringfügig die Parameterwerte nach der Optimierung. Es ergibt sich eine weitere Fehlerquelle und eine weitere Fehleraddition von 2.1mm im Vergleich zur Optimierung mit der Videotrajektorie unter Idealbedingungen im 1. Punkt. Dies führt zu einer temporären Gesamtabweichung von 4.3mm. Dieser additive Fehler ergibt sich aus der geringen Abweichung der Werte der Optimierungsparameter durch die Verwendung des Simulationsmodells nach der Optimierung der Thoraxtrajektorie mit dem Prinzip der kinematischen Kette. Dabei werden die Vorgabetrajektorien direkt aus der numerischen Integration der Sensorsignale unter Berücksichtigung der physikalischen Einflussparameter aus beiden Optimierungen aller 12 Versuche miteinander verglichen und der Einfluss auf die Genauigkeit bestimmt. In diesem Fehler stecken der Einfluss des Simulationsmodells und die Validität des Modells, sowie die Genauigkeit der Nackenkraftmessdose.

3. Einfluss des Führungssystems auf die Vorgabetrajektorie

Eine weitere Fehlerquelle im Hinblick auf die Genauigkeit der Thoraxtrajektorien ist die Übertragung der Thoraxbewegung über das Feder/Dämpfer System auf das Simulationsmodell. Um diesen Einfluss nachzuweisen erfolgt die Bestimmung der Genauigkeit der Thoraxtrajektorien mit der Bahnkurve des Anbindungspunktes an der Thoracic Spine des Simulationsmodells, wiederum bei allen 12 Versuchen. Die Vorgabetrajektorie ist dabei ident zu jener aus Punkt 2. Durch die Übertragung der aufgeweichten Bewegung auf das numerische Simulationsmodell wird die maximale Abweichung der Thoraxbahnkurve im Vergleich zu Punkt 2 um 0.9mm erhöht.

4. Abweichungen durch die Initialpositionierung der kinematischen Kette

Der letzte Einfluss auf die Genauigkeit und die maximale Abweichung der Thoraxbewegung über die gesamte Dauer der Hauptbewegung ist die Abweichung der Initialposition im Vergleich zur Einmessung aus der 3D-Filmanalyse im globalen DK-System. Dieser Einfluss ist im Vergleich mit den restlichen Fehlerquellen am geringsten und liegt bei nur 0.4mm und führt schlussendlich zu einer durchschnittlichen Gesamtabweichung von 5.6mm. Da sich die Analyse der Gesamtabweichung auf die gesamte Bewegung bezieht ist der Einfluss der Initialposition geringer, als jener, der in Kapitel 5.7 die Genauigkeit der Initialpositionierung beschreibt. Die Fehlerkette, deren Einfluss auf die maximale Thorax-Positionsabweichung, die einzelne Abweichungsdifferenzen und die Fehleraddition, sowie deren Einflussfaktor sind in der nachstehenden Abbildung 8-22 noch einmal graphisch dargestellt.

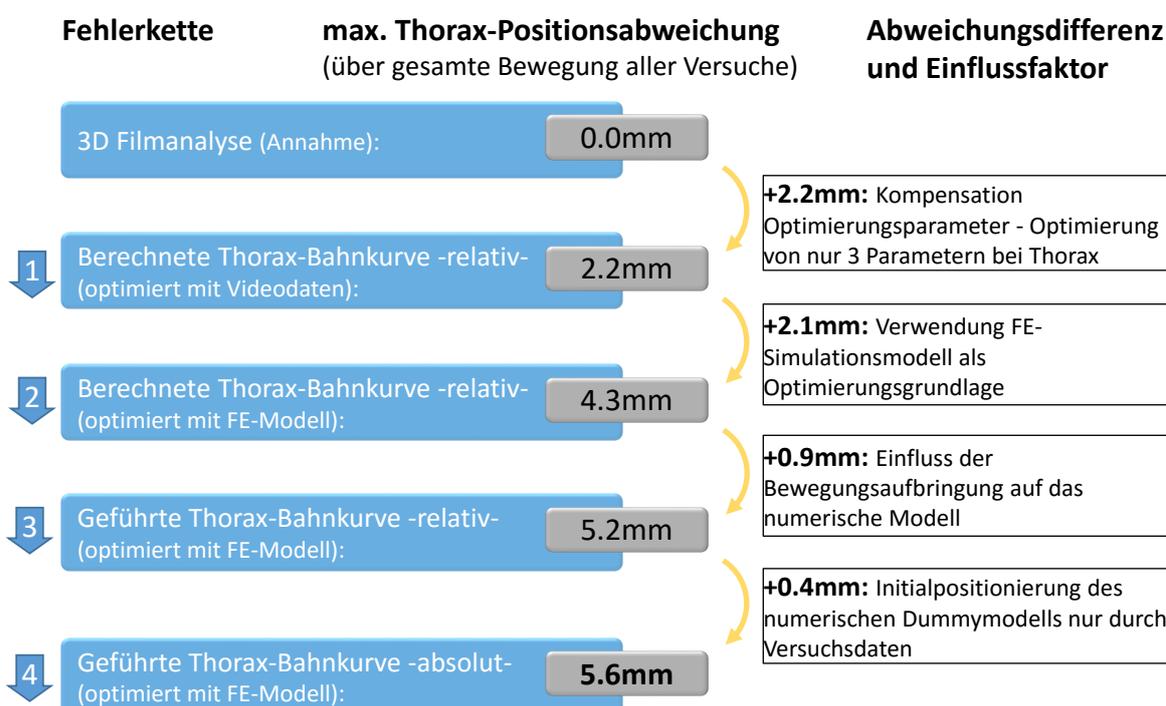


Abbildung 8-22: Fehlerkette in der Bestimmung der Thoraxkinematik

Aus der Detailanalyse der einzelnen Fehlerquellen lassen sich die Haupteinflussfaktoren auf die Ungenauigkeiten der Thoraxbahn bestimmen. Dies sind die Begrenzung der Parameteranzahl, wobei in diesem Punkt auch die Genauigkeit der 3D-Filmanalyse berücksichtigt wird, und das Simulationsmodell als Optimierungsgrundlage, wobei die Einzelfehler mit jeweils nur 2mm sehr gering sind.

9. ZUSAMMENFASSUNG

Aus der Literatur erfüllt keines der analysierten bestehenden Verfahren zur Bestimmung der Starrkörpertrajektorie der Thoracic Spine die gestellten Anforderungen hinsichtlich der Erfassung der Thoracic Spine Trajektorie, der hohen Genauigkeit, einer durchgängigen hochaufgelösten 3D-Kinematik, der Möglichkeit zur Implementation in die Standardentwicklung und der Fehlerabschätzung der bestimmten Bewegung. Daher wurde in dieser Arbeit ein Verfahren entwickelt, dem das Prinzip einer kinematischen Kette zugrunde liegt. Grundprinzip ist das Verwenden eines FE-Simulationsmodells von Kopf-Nacken-Thorax des HIII 50% und die Bestimmung der Thoraxtrajektorie durch die Anpassung der Nackenkräfte und Momente aus der Systemantwort der Simulation an jene der elektrischen Messtechnik durch gezielte Thoraxbahnvariationen.

- Der theoretische Funktionsnachweis des Prinzips der kinematischen Kette erfolgt durch die kinematischen Zwangsbedingungen eines bewegten Doppelpendels. Wesentliche Anforderungen für die praktische Anwendung werden dabei an die geometrischen und mechanischen Eigenschaften des Simulationsmodells, sowie die Genauigkeit der Kopfkinematik und die Initialpositionierung des Modells gestellt.
- Die Initialpositionierung des Simulationsmodells erfolgt durch die Verwendung von Standardeinmessdaten (Videodaten Kopf, Tiltensorik, Nackenrasterstellung) und der kinematischen Gelenkpositionierung über den H-Punkt und den Nacken. Ein Positionierungsalgorithmus ermöglicht die Überführung des Verfahrens der kinematischen Gelenkpositionierung zur Modellpositionierung im speziellen Fall des HIII 50% FTSS V7.1.1 Modells und liefert die Thoraxinitialposition mit einer Genauigkeit von 1–2mm.
- Um die Führung der kinematischen Kette entlang von Vorgabetrajektorien aus der numerischen Integration der Sensordaten auf das Simulationsmodell zu realisieren wird ein Feder-Dämpfer-System mit charakteristischen Eigenschaften verwendet. Dabei wird einerseits die Vorgabetrajektorie präzise übertragen und andererseits dem Modell die Möglichkeit geben um Messrauschen und andere Unstimmigkeiten der Trajektorie auszugleichen.
- Die Bewertung der Vorgabetrajektorie erfolgt über die Abweichungen der Kräfte und Momente zwischen der elektrischen Messtechnik und der Systemantwort des FE-Nackens. Die Detektion der Verbesserung der Vorgabetrajektorie erfolgt über eine skalare Größe (adaptierte RMS-Wert). Eine Abschätzung des Fehlerbandes der Thorax-Vorgabetrajektorie liefern Lookup-Tables der Nackensensitivität (Fo2Ds-Umrechnung). Dabei werden die Kräfteabweichungen in äquivalente Thoraxabweichungen unter Berücksichtigung der Richtung, der Bewegungskombination und der Relativgeschwindigkeit umgerechnet. Die Fo2Ds-Umrechnung liefert eine Abschätzung des Fehlertoleranzbandes der Thoraxtrajektorie mit einer durchschnittlichen Umrechnungsgenauigkeit von 1.1mm.
- Ausgangsbasis der Thoraxkinematikbestimmung aus Crashtestdaten ist die präzise globale Kopftrajektorie, die nach gezielten Verfahrensupdates mit einer Genauigkeit von 2-3mm vorliegt. Die Bestimmung der Thoraxtrajektorie erfolgt durch die Optimierung von drei mathematisch modellierten physikalischen Einflussparametern (Skalierung ACX, Y- und Z-Initialwinkel) mit dem Prinzip der kinematischen Kette durch einen Best-fit des RMS-Wertes. Bei den 12 analysierten Versuchen wird die Thoraxkinematik mit einer mittleren Genauigkeit von 5.6mm bestimmt, bei der kein einziger Versuch Abweichung über 8mm aufweist.

Erfüllungsgrad der Anforderungen durch das Prinzip der kinematischen Kette

Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren erfüllt alle vorab definierten Grundziele die mit deren Erfüllungsgrad in der nachstehenden Tabelle zusammengefasst sind.

Anforderungen (Grundziele)	Methode (Prinzip der kinematischen Kette)	
	Erfüllungsgrad	Anmerkung
Erfassung Thoracic Spine Trajektorie	+	Erfassung des präzise eingemessenen Sensorbezugs punktes der Thoracic Spine im Simulationsmodell
Hohe Genauigkeit	+	∅ Genauigkeit liegt bei 5.6mm (max. 8mm) über die gesamte Bewegungsdauer
Durchgängige und hochaufgelöste 3D-Kinematik	+	3D- Thoraxtrajektorie im globalen DK-System über 150ms mit einer Aufzeichnungsrate der elektrische Messtechnik
Implementation Standardentwicklung	+	Kein Ausreißer bei 12 Versuchen
Fehlerabschätzung	+	Abschätzung Fehlerband (Fo2Ds) mit Genauigkeit von 1.1mm

Tabelle 9-1: Erfüllungsgrad der Anforderungen der neu entwickelten Methode zur Bestimmung der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette beim HIII 50%

Die Bestimmung der Thoraxtrajektorie mit dem Prinzip der kinematischen Kette ermöglicht die Erfassung der Thoracic Spine und dem darauf präzise eingemessenen Sensorbezugs punkt im Simulationsmodell. Durch die Fusion der Realdaten aus der elektrischen Messtechnik und einem validierten FE-Modell eines Crash Test Dummys lassen sich durchgängige 3D Thoraxtrajektorien im globalen System über einen Zeitbereich von 150ms, einer Aufzeichnungsrate der elektrischen Messtechnik (20kHz) und einer Genauigkeit von 5.6mm bestimmen (maximale Abweichung 8.0mm). Die Genauigkeit der Initialpositionierung liegt bei 1.4mm. Dies konnte erfolgreich für den HIII 50% Dummy umgesetzt werden. Das Verfahren funktioniert ohne Einschränkungen bei den analysierten 12 Methodenentwicklungsversuchen und ergibt präzise Bahnkurven ohne auffällige Ausreißer bei allen Auswertungen innerhalb von 8-9 Stunden. Zusätzlich ermöglicht die Fo2Ds-Umrechnung die Abschätzung eines Fehlerbandes mit einer Genauigkeit von 1.1mm.

Die Forschungsfragen die am Anfang der Arbeit formuliert wurden, können somit beantwortet werden.

-
1. „Ist die Erfassung der durchgängigen, hochaufgelösten 3D-Trajektorie der Thoracic Spine mit hoher Genauigkeit inklusive Fehlerabschätzung möglich?“
Ja.
 2. „Wenn ja, mit welcher Genauigkeit ist dies möglich?“
Mit einer Genauigkeit von 5.6mm im globalen System über eine Bewegung mit der Dauer von 150ms.
-

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass alle gestellten Anforderungen durch das Prinzip der kinematischen Kette erfüllt werden.

10. AUSBLICK

Durch die Verifizierung des Verfahrens erweist sich die Fusion von elektrischer Messtechnik und dem FE-Dummymodell und das Prinzip der kinematischen Kette als probates Mittel zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Realversuch. Eine weitere Vorgehensweise in der Weiterentwicklung des vorgestellten Verfahrens unterscheidet sich einerseits in der Verbesserung der aktuellen Methodik, der Anwendung des Verfahrens auf weitere Versuch und die Ausdehnung und Übertragung des Verfahrens auf weitere Anwendungsgebiete. Letzteres, also die verschiedenen Möglichkeiten zur Ausdehnung des aktuellen Verfahrens sind in Abbildung 10-1 dargestellt.

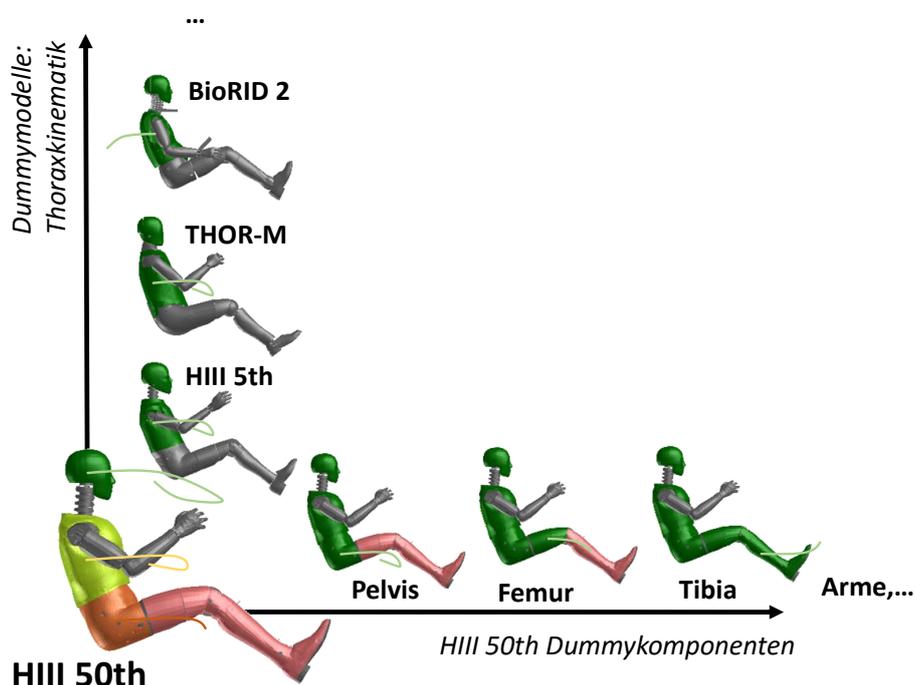


Abbildung 10-1: Möglichkeiten zur Überführung des Prinzips der kinematischen Kette zur Thoraxkinematikbestimmung auf weiterer Anwendungsgebiete

Eine Übertragung des Verfahrens kann in zwei Richtungen geschehen. Einerseits kann die idente Systematik der Kinematikbestimmung auf weitere Dummykomponenten und Starrkörper, wie etwa den Pelvis und den Femur, ausgedehnt werden. Andererseits kann eine Erweiterung des Prinzips durch die Übertragung der Auswertesystematiken auf weitere Dummymodelle zur Thoraxkinematikbestimmung erfolgen. Für die jeweiligen prinzipiellen Weiterentwicklungsmöglichkeiten werden nachfolgend einige mögliche Untersuchungsschwerpunkte angeführt.

Gezielte Weiterentwicklung des Prinzips der kinematischen Kette zur Thoraxkinematikbestimmung eines HIII 50% Dummies

Die gezielte Analyse der Fehlerkette der einzelnen Teilungenaugigkeiten ermöglicht die Ermittlung aktueller Haupteinflussfaktoren des Verfahrens und ermöglicht Verbesserungsvorschläge. Durch eine Vernachlässigung in der Limitierung der Gesamtauswertezeit könnte die Genauigkeit des Verfahrens durch die Steigerung der Anzahl an Optimierungsparametern oder der Verwendung aktuellerer Dummyversionen mit einem größeren Detaillierungsgrad erhöht werden. Die gesteigerte Anzahl an Optimierungsparametern

Ausblick

erhöht die Anpassungsmöglichkeit der Thoraxbahn und verhindert eine Kompensation von anderen physikalischen Effekten. Ein detaillierteres FE-Modell mit einem höheren Validierungsstand ermöglicht eine noch bessere Abbildung der Realität durch das Simulationsmodell. Weitere Ungenauigkeiten in der Thoraxkinematik ergeben sich aus der aufgeweichten geführten Bewegung durch das Feder/Dämpfer-System zum Ausgleich von geometrischen Unstimmigkeiten zum Realmodell. Eine „härtere“ Führung einer Einzelrechnung am Ende der Optimierung würde eine weitere Steigerung der Genauigkeit ermöglichen ohne den Optimierungsprozess zu beeinflussen. Eine zusätzliche Führung des Pelvis könnte ebenfalls stabilisierend auf die Thoraxkinematik wirken.

Anwendung der Erkenntnisse auf weitere Versuche

Ein wesentlicher Punkt ist die Anwendung der Methodik zur Thoraxkinematikbestimmung auf eine Vielzahl an Fahrzeugversuchen. Dies dient dem Nachweis, dass die gewonnenen Erkenntnisse auf weitere Versuche übertragbar sind, beziehungsweise ob gezielte Verfahrensverbesserungen notwendig sind.

Überführung auf weitere Starrkörper eines Dummys

Eine Möglichkeit die Methodik der Thoraxkinematikbestimmung über die Fusion von elektrischer Messtechnik und dem FE-Dummymodell auszudehnen, ist die Überführung des Verfahrens auf weiterer Starrkörper und somit eine Erweiterung der kinematischen Kette. Das Verbindungselement zwischen der Thoracic Spine und dem Pelvisstarrkörper beispielsweise ist die Lumbarspine, die ebenfalls als solche im numerischen FE-Simulationsmodell des Gesamtdummys abgebildet ist. Durch die idente Vorgehensweise und Einsatz der Sensorik wie bei dem Thorax (Sixpack und Tiltensorik) könnte das Modell positioniert und die Starrkörpertrajektorie berechnet werden. Eine Kraftmessdose in der Lumbarspine, sowie ein für die Bewegungsanalyse ausreichend validiertes und geometrisch abgestimmtes Simulationsmodell der Lumbarspine wären weitere Voraussetzungen, um basierend auf dem Prinzip der kinematischen Kette die Pelviskinematik mit Standardversuchsdaten bestimmen zu können.

Überführung auf weitere Dummymodelle

Eine weitere Möglichkeit das Anwendungsgebiet des vorgestellten Verfahrens zu erweitern, ist die Übertragung und anschließende Evaluierung des Prinzips der kinematischen Kette auf weitere Dummymodelle mit ähnlichem Aufbau. Naheliegend ist dabei die Übertragung auf den HIII 5% Dummy dessen Aufbau jenem des 50% Dummys sehr ähnlich ist. Auch dieses Modell ist bereits seit längerer Zeit im Einsatz wodurch der Validierungsstand dieses Modells ebenfalls hoch sein dürfte. Interessant ist auch die Übertragung auf relativ junge Dummymodelle wie den THOR-M oder den World SID. Durch die Übertragung der Methodik könnte das Verfahren in einem breiteren Einsatz angewendet werden und weitere Vorteile in der Entwicklung der Fahrzeugsicherheit durch das Generieren von Zusatzinformation aus dem Realversuch bringen.

11. LITERATUR

1. **Aggarwal P., Syed Z., Niu X., El-Sheimy N. (2008):** *A Standard Testing and Calibration Procedure for Low Cost MEMS Inertial Sensors and Units*, The Journal of Navigation, London, Großbritannien
2. **Aparicio A., Barrios J.M., Palacios E., Davila A., Lopez J. (2009):** *Improvement of Dummy Positioning and Vehicle Parts During a Crash Through the Integration and Filtering of Inertial Sensors*, International Technical Conference on Enhanced Safety of the Vehicles, Stuttgart, Deutschland
3. **Bendjellal F., Oudenard L., Koch M., Planath I., Eller E., Tarriere C. (1992):** *Measurement of Head Angular Acceleration in Crash Test: Development of an Electronic Device for the Hybrid III Dummy*, SAE Technical Paper 922511, 36th Stapp Car Crash Conference Proceedings, Warrendale, USA
4. **Bendjellal F., Oudenard L., Uriot L., Brigout C., Brun-Cassan F. (1990):** *Computation of Hybrid III Head Dynamics in Various Impact Situations*, SAE Technical Paper 902320, 32th Stapp Car Crash Conference Proceedings, Warrendale, USA
5. **Bergmann K. (2003):** *Elektrische Messtechnik – Elektrische und elektronische Verfahren, Anlagen und System*, 6. Auflage, Vieweg, Wiesbaden, Deutschland
6. **Bergman Z. (2011):** *Inertial Sensors – A new approach for low cost calibration and testing*, Inertial Sensors and Systems Symposium on Gyro Technology. Karlsruhe, Deutschland
7. **Bidez M. W., Cochran J. E., King D., Burke D. S., (2007):** *Occupant Dynamics in Rollover Crashes: Influence of Roof Deformation and Seat Belt Performance on Probable Spinal Column Injury*, Annals of Biomedical Engineering, Volume 35, Springer International Publishing AG, Cham, Schweiz
8. **Brenner D. J., Hall E. J. (2007):** *Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure*, The New England Journal of Medicine, Massachusetts Medical Society, USA
9. **Brodie M., Walmsley A., Page W. (2008):** *Fusion Motion Capture: A Prototype System Using Inertial Measurement Units and GPS for the Biomechanical Analysis of Ski Racing*, Sports Technology, Volume: 1, Wiley Online Library
10. **Bundesministeriums der Justiz und für Verbraucherschutz (1987):** *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen*, Berlin, Deutschland
11. **Cardou P., Angeles J. (2008):** *Angular Velocity Estimatio from the Angular Acceleration Matrix*, Journal of Applied Mechanics, Volume: 75, American Society of Mechanical Engineers, New York, USA
12. **Carhs (2013),** *Safety Companion*, Alzenau, Deutschland
13. **D'Souza R., Stahlshmidt S., Huang Y. (2012):** *Development of a special version of the FAT ES-2/ES-2re for rapid prototyping*, 11th LS-DYNA Forum, Ulm, Deutschland
14. **Dube D., Cardou P. (2011):** *The Calibration of an Array of Accelerometers*, Transaction of the Canadian Society for Mechanical Engineering, Volume: 35, Canadian Society for Mechanical Engineering, Ottawa, Kanada
15. **El-Diasty M., Pagiatakis S. (2008):** *Calibration and Stochastic Modelling of Inertial Navigation Sensor Errors*, Journal of Global Positioning Systems (CPGPS), Alberta, Kanada
16. **Ennen A., Firsching M., Mühlbauer J., Bierl D., Schmitt M., Voland V. (2014):** *Evaluation of influencing factors in Dual Energy X-ray imaging*, 11th European Conference on Non-Destructive Testing, Prag, Tschechien
17. **ESI Group (2012):** *Virtual Performance Solution 2012 Solver Reference Manual*, Paris, Frankreich
18. **EuroNCAP (2016a):** *Full width frontal impact testing protocol*, Version 1.0.3, Brüssel, Belgien
19. **EuroNCAP (2016b):** *Offset deformable barrier impact testing protocol*, Version 1.0.3, Brüssel, Belgien
20. **FEE Fahrzeugtechnik EWG/ECE (2002):** *Richtlinien der Europäischen Gemeinschaft für Straßenfahrzeuge und Regelungen der Economic Commission for Europe für Kraftfahrzeuge und ihre Anhänger*, Bonn, Deutschland

Literatur

21. **Foxlin E., Harrington M., Altshuler Y. (1998):** *Miniature 6-DOF Inertial System for Tracking HMDs*, Proceedings of Helmet- and Head-Mounted Displays III, Orlando, Florida, USA
22. **Franz U., Schuster P., Stahlschmidt S. (2004):** *Influence of Pre-stressed Parts in Dummy Modeling – Simple Considerations*, 3. LS-DYNA Anwenderforum, Bamberg, Deutschland
23. **FTSS (2010):** *FTSS Pamcrash Model of the Hybrid III 50th Percentile Male Dummy - User Manual Version 7.1.1*, First Technology Innovative Solutions, Plymouth, USA
24. **Gall J., Rosenhahn B., Gehrig S., Seidl H. (2008):** *Model-based Motion Capture for Crash Test Video Analysis*, DAGM Symposium, München, Deutschland
25. **Gehre C., Gades H., Wernicke P. (2009):** *Objective Rating of Signals Using Test and Simulation Responses*, 21st ESV Conference, Paper 09-0407, Stuttgart, Deutschland
26. **Gehre C., Stahlschmidt S. (2011):** *Assessment of Dummy Models by using Objective Rating Methods*, 22nd ESV Conference, Paper 11-0216, Washington D.C., USA
27. **Gevatter H., Grünhaupt U. (2006):** *Handbuch der Mess- und Automatisierungstechnik in der Produktion*, 2. vollständig bearbeitete Auflage, Springer, Berlin Heidelberg, Deutschland
28. **Gu L., Yang, R. (2004):** *CAE Model Validation in Vehicle Safety Design*, SAE Technical Paper 2004-01-0455, Warrendale, USA
29. **Gustafsson F., Ahlqist S., Forssell U., Persson N. (2001):** *Sensor Fusion for Accurate Computation of Yaw Rate and Absolute Velocity*, SAE Technical Paper 2001-01-1064, Warrendale, USA
30. **Gutsche A., Tomasch E., Darok M., Sinz W., Ciglaric I., Ravnik D., Steffan H. (2014):** *Comparison of the cervical spine bony kinematics for female PMHS with the virtual EvaRID dummy under whiplash loading*, IRCOBI Conference, Berlin, Deutschland
31. **Haibo D., Zhao X., How Z. G. (2009):** *A Vision-based Ground Target Tracking System for a Small-Scale Autonomous Helicopter*, 5th International Conference on Image and Graphics, Xi'an, China
32. **Hall E. J., Brenner D. J. (2008):** *Cancer risks from diagnostic radiology*, The British Journal of Radiology, London, England
33. **Hanke R. (2010):** *Computertomographie in der Materialprüfung Stand der Technik und aktuelle Entwicklungen*, Deutsche Gesellschaft für zerstörfreie Prüfungen – Jahrestagung, Erfurt, Deutschland
34. **Hanke R. (2013):** *Taking a close look, whatever the scale*, Fraunhofer Research News, Fürth, Deutschland
35. **Hausman K., Müller J., Hariharan A., Ayanian N., Sukhatme G. S. (2014):** *Cooperative Control for Target Tracking with Onboard Sensing*, The 14th International Symposium on Experimental Robotics, Marrakesch und Essaouira, Marokko
36. **Hausman K., Kahn G., Patil S., Müller J., Goldberg K., Abbeel P., Sukhatme G. S. (2015):** *Cooperative Occlusion-Aware Multi-Robot Target Tracking using Optimization*, The International Journal of Robotics Research, Sage Publications, Thousand Oaks, California
37. **Hsiang J., Ohori A. (1998):** *Advances in Computing Science-ASIAN'98*, 4th Asian Computing Science Conference Manila, Philippinen
38. **Huguet J., Garcia Gutierrez C., Del Pozo E. (2013):** *Legal Versus Consumer Requirements for Secondary Safety of Passenger Vehicles in Europe and the U.S.*, SAE International Journal of Transportation Safety, Warrendale, USA
39. **Humanetics (2017a):** *Humanetics Homepage*, <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/hiii-50m>, Stand 13.07.2017
40. **Humanetics (2017b):** *Brand Harmonized Parts Catalog - Hybrid-III 50th Male Dummy*, Humanetics Innovative Solutions, Plymouth, USA
41. **IIHS (2004):** *Guidelines for Using the UMTRI ATD Positioning Procedure for ATD and Seat Positioning (Version V)*, Insurance Institute for Highway Safety, Ruckersville, USA
42. **IIHS (2016a):** *Small Overlap Frontal Crashworthiness Evaluation Crash Test Protocol (Version IV)*, Insurance Institute for Highway Safety, Ruckersville, USA

43. **IIHS (2016b):** *Side Impact Crashworthiness Evaluation Crash Test Protocol*, Insurance Institute for Highway Safety, Ruckersville, USA
44. **ISO MME Database (2016):** *Road vehicles - Multimedia data exchange format for impact tests – Related electric document B – Channel Codes*, International Organization for Standardization, Schweiz
45. **Jenkins J.D., Al-Tabakha E., Below J.D., Depinet P.J., Watters V.L. (2008):** *Comparison on D-Plane Measurement Methods for the Hybrid III Small Female Neck Flexion Test*, SAE Technical Paper 2008-01-0531, Warrendale, USA
46. **Jiang X., Haase D., Körner M., Bothe W., Denzler J. (2013):** *Accurate 3D Multi-Marker Tracking in X-ray Cardiac Sequences Using a Two-Stage Graph Modeling Approach*, Proceedings of Computer Analysis of Images and Patterns, 15th International Conference, York, Großbritannien
47. **Kahane C. J. (2015):** *Lives Saved by Vehicle Safety Technologies and Associated Federal Motor Vehicle Safety Standards, 1960 to 2012*, NHTSA Technical Report, Washington, USA
48. **Kastner J., Plank B., Heinzl C. (2015):** *Advanced X-ray computed tomography methods: High resolution CT, quantitative CT, 4DCT and phase contrast CT*, International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, Gent, Belgien
49. **Kendall A. G., Salvapantula N. N., Stol K. A. (2014):** *On-Board Object Tracking Control of a Quadcopter with Monocular Vision*, International Conference on Unmanned Aircraft Systems, Orlando, USA
50. **Kirschbichler S., Sinz W., Prügler A., Huber P., Steidl T., Steiner K. (2012):** *Ermittlung von Validierungsdaten für reaktive Menschmodelle in der Vorkollisionsphase*, Crash.Tech Konferenz, München, Deutschland
51. **Klein E. (2017):** *Bestimmung von präzisen Dummykopftrajektorien im Crashlastfall mittels Verwendung der Standardmess- und Videotechnik*, Thesis/Dissertation, Technische Universität Graz, Österreich (unveröffentlicht)
52. **Klein E., Sinz W., Moser J., Greimel R., Raguse K., von Middendorf C., Steiner C. (2016):** *Comparison of optimization strategies for the determination of precise dummy head trajectories based on the fusion of electrical and optical measured data in frontal crash scenarios*, International Journal of Vehicle Systems Modelling and Testing, Volume 11, Issue 1, Großbritannien
53. **Koerhuis C.L., Winters J.C., van der Helm F.C.T., Hof A.L. (2003):** *Neck Mobility Measurement by Means of the 'Flock of Birds' Electromagnetic Tracking System*, Clinical Biomechanics, Volume: 18, Elsevier, Amsterdam, Niederlande
54. **Kondziolka T. (2014):** *Live Images from inside Materials*, Fraunhofer Research News, Fürth, Deutschland
55. **Kramer F. (2009):** *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*, 3. Überarbeitete Auflage, Vieweg+Teubner, Wiesbaden, Deutschland
56. **Kumar N. V. (2004):** *Integration of Inertial Navigation System and Global Positioning System Using Kalman Filtering*, Thesis/Dissertation, Mumbai, Indien
57. **Lin M., Chang C., Tsai C., Tai C., Lee C., (2014):** *Usage of LSTC_NCAC Hybrid III 50th Dummy in Frontal Occupant Simulation*, 13th International LS-DYNA User Conference, Dearborn, USA
58. **Löffler F. (2001):** *Handbuch Ingenieurgeodäsie. Maschinen- und Anlagenbau*, Herbert Wichmann Verlag, 2. Auflage, Heidelberg, Deutschland
59. **Luhmann T. (2010):** *Nahbereichsphotogrammetrie*, 3. Auflage, Wichmann Verlag, Berlin und Offenbach, Deutschland
60. **Luhmann T., Raguse K. (2005):** *Synchronous 3-D High-Speed Camera with Stereo-Beam Splitting*, SENSOR Congress, Nürnberg, Deutschland
61. **Mayagoitia R., Nene A., Veltink P. (2002):** *Accelerometer and Rate Gyroscope Measurement of Kinematics: An Inexpensive Alternative to Optical Motion Analysis Systems*, Journal of Biomechanics, Elsevier, Amsterdam, Niederlande

Literatur

62. **McClenathan R., Nakhla S., McCoy R., Chou C. (2005):** *Use of Photogrammetry in Extracting 3D Structural Deformation/Dummy Occupant Movement Time History During Vehicle Crashes*, Proceedings of SAE World Congress, Detroit, USA
63. **Meier A., Gonter M., Kruse R. (2013):** *Approximationsverfahren für kollisionsbedingte Geschwindigkeitskurven*, 23. Workshop Computational Intelligence, Dortmund, Deutschland
64. **Mery D., Rizzo V., Zuccar I., Pieringer C. (2013):** *Automated X-ray object recognition using an efficient search algorithm in multiple views*, 2013 IEEE Conference: Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, Portland, USA
65. **Mistry D.J., Cross T.A., Weatherup C.R. (2014):** *RF Sub-Systems for Cargo and Vehicle Inspection*, Proceedings of International Particle Accelerator Conference, Dresden, Deutschland
66. **Morozova E.Y. (2008):** *A Multidimensional Bisection Method for Unconstrained Minimization Problem*, Proceedings of Fourteenth Computing: The Australasian Theory Symposium, Wollongon, Australien
67. **Moser J. (2012):** *Sensitivitätsanalyse von Beschleunigungs- und Gyrosensoren zur genauen Berechnung von Kopftrajektorien im Crashtestfall*, Thesis/Diplomarbeit, Technische Universität Graz, Österreich (unveröffentlicht)
68. **Müller C. (2010):** *Untersuchung von Einflussparametern zur Bestimmung präziser Dummykopftrajektorien durch Datenfusion*, Thesis/Diplomarbeit, Hochschule Osnabrück, Deutschland (unveröffentlicht)
69. **Nabih M. A., Holstein G.L. (1977):** *Measurement of 3-D Motion*, International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research, New Orleans, USA
70. **National Instruments (2015):** *Diadem 2015 Hilfe*, National Instruments Ges.m.b.H., Salzburg-Bergheim, Österreich
71. **NHTSA (2016):** *2015 Motor Vehicle Crashes: Overview*, Traffic Safety Facts - Research Note, Washington, USA
72. **Purcaru D., Purcaru I., Niculescu E. (2006):** *Some Methods for Computing RMS Values and Phase Differences of Currents and Voltages*, 9th WSEAS International Conference on Applied Mathematics, Istanbul, Türkei
73. **Pitterle C. (2014):** *Untersuchung der Eignung der 6-Axis Upper-Neck-Load-Cell IF-205 für die Bewegungsanalysen von Dummykomponenten eines HIII 50% Dummies anhand von Nackenpendelversuchen*, Masterthesis, Graz, Österreich (unveröffentlicht)
74. **Raguse K. (2007):** *Dreidimensionale photogrammetrische Auswertung asynchron aufgenommener Bildsequenzen mittels Punktverfolgungsverfahren*, Thesis/Dissertation, München, Deutschland
75. **Raguse K., Derpmann-Hagenström P., Köller P. (2004):** *Überlagerung der Bildinformationen von Berechnungsanimationen und Highspeed-Filmsequenzen mit Methoden der 3D-Bildmesstechnik, Messen, Prüfen, Automatisieren*, Sensoren Signale Systeme, Band 5, b-Quadrat Verlag, Kreuztal, Deutschland
76. **Raguse K., Heipke C. (2009):** *Synchronisation of Image Sequences - A Photogrammetric Method*, Photogrammetric Engineering & Remote Sensing, Volume: 75, Bethesda, USA
77. **Raguse K., Steiner K., Sinz W. (2012):** *Fusion der Messwerte elektrischer und optischer Messtechnik zur präzisen und zuverlässigen Bestimmung von Position und Orientierung eines Objekts*, Simvec – Berechnung, Simulation und Erprobung im Fahrzeugbau, Baden-Baden, Deutschland
78. **Reichert R., Park C., Morgan R. M. (2014):** *Development of Integrated Vehicle Occupant Model for Crashworthiness Safety Analysis*, NHTSA Technical Report, Ashburn, USA
79. **Reid J., Odle T. G. (2008):** *Computed Tomography in the 21st Century – Changing Practice for Medical Imaging and Radiation Therapy Professionals*, American Society of Radiologic Technologies, Albuquerque, USA
80. **Reif K. (2010):** *Sensoren im Kraftfahrzeug*, 1. Auflage, Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland

81. **Reif K. (2012):** *Sensoren im Kraftfahrzeug*, 2. ergänzte Auflage, Springer Vieweg, Wiesbaden, Deutschland
82. **Reims N., Schoen T., Boehnel M., Sukowski F., Firsching M. (2014):** *Strategies for efficient scanning and reconstruction methods on very large objects with high-energy x-ray computed tomography*, Conference on Developments in X-Ray Tomography, San Diego, USA
83. **Roetenberg D. (2006):** *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion*, Thesis/Dissertation, Twente, Niederlande
84. **Rogers T. W., Jaccard N., Morton E. J., Griffin L. D. (2016):** *Automated X-ray Image Analysis for Cargo Security: Critical Review and Future Promise*, Journal of X-ray Science and Technology, Academic Press, San Diego, USA
85. **Rosenhahn B., Brox T., Weickert J. (2007):** *Three-Dimensional Shape Knowledge for Joint Image Segmentation and Pose Tracking*, International Journal of Computer Vision, Volume 73, Springer International Publishing AG, Cham, Schweiz
86. **Rudd R., Kerrigan J., Crandall J.R., Arregui C. (2006):** *Kinematic Analysis of Head/Neck Motion in Pedestrian-Vehicle Collision Using 6-Degree-of-Freedom Instrumentation Cubes*, SAE Technical Paper 2006-01-0681, Warrendale, USA
87. **SAE (1994):** *SAE J1733: Sign Convention for Vehicle Crash Testing*, SAE Standards, Warrendale, USA
88. **Salamon M., Reims N., Errmann G., Boehnel M., Uhlmann N., Kasperl S., Volland V., Schmitt M., Hanke R. (2014):** *XXL-CT, unique CT capabilities for industrial applications*, Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Österreich
89. **Sato K., Yoshitake A., Hosoya Y., Mikami H. (1998):** *FEM Simulation to Estimate Crashworthiness of Automotive Parts*, SAE Technical Paper 982356, Warrendale, USA
90. **Scharnhorst T. (1988):** *FEM CRASH - A Supercomputer Application*, SAE Technical Paper 880897
91. **Schönebeck K., Melbert J., Weiser F. (2009):** *Motion Tracking in Crash Test Applications with Inertial Measurement Units*, SAE Technical Paper 2009-0-0056, Warrendale, USA
92. **Sharp K. V. (1992):** *International Harmonization of Safety Standards in the Automobile Industry: A Policy Perspective*, SAE Technical Paper 920836, Warrendale, USA
93. **Sheikholeslami A., Yoshimura R., Gulak P. G. (1998):** *Look-Up Tables (LUTs) for Multiple-Valued, Combinational Logic*, 28th IEEE International Symposium on Multiple-Valued Logic, Fukuoka, Japan
94. **Siciliano B., Khatib O. (2008):** *Handbook of Robotics*, Kapitel 1, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, Deutschland
95. **Sinz W., Greimel R., Hoschopf H., Raguse K., Färnstrand H. (2010):** *Simulation Based Analysis of Test Results*, SAE Technical Paper 2010-01-1013, Warrendale, USA
96. **Sinz W., Moser J., Klein C., Raguse K., von Middendorff C., Steiner C. (2015):** *Precise Dummy Head Trajectories in Crash Tests based on Fusion of Optical and Electrical Data: Influence of Sensor Errors and Initial Values*, SAE Technical Paper 2015-01-1442, Warrendale, USA
97. **Stahlschmidt S., Gromer A., D'Souza, Franz U. (2014):** *Update in Dummy Model Enhancements and Effective Pre-processing*, 13th International LS-DYNA User Conference, Dearborn, USA
98. **Steiner C. (2015):** *Highspeed Stereo-Endoskopie für eng begrenzte Messvolumina*, Dissertation, Hannover, Deutschland
99. **Strassburger E., Bauer S., Weber S., Gedon H. (2016):** *Flash X-ray cinematography analysis of dwell and penetration of small caliber projectiles with three types of SiC ceramics*, Defence Technology Volume 12, Issue 3, Ashfield, Australien
100. **Thoma K., Helberg P., Strassburger E. (2007):** *Real time-resolved Flash X-Ray cinematographic Investigation of Interface Defeat and numerical Simulation Validation*, International Symposium on Ballistics, Tarragona, Spanien
101. **Thunert C. (2012):** *CORA Release 3.6 User's Manual*, Gesellschaft für Numerische Simulation mbh, Braunschweig, Deutschland

Literatur

102. **Un-chin P., Ha-jong S., Hyun-chul K., Ganz F., Sankar S., Santos C. (2015):** *The tracking method of vehicle point or dummy point in the vehicle crash by calculating linear accelerometer and angular velocity*, 24th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Göteborg, Schweden
103. **Vagner M., Benes P. (2013):** *Scale Factor in MEMS Gyroscopes*, 7th International Conference on Sensing Technology, Wellington, Neuseeland
104. **Wang Q., Ding M.-L., Zhao P. (2003):** *A New Sheme of Non-Gyro Inertial Measurement Unit for Estimating Angular Velocity*, IECON, Virginia, USA
105. **WHO (2015):** *Global Status Report on Road Safety 2015*, Genf, Schweiz
106. **Weißgerber W. (2009):** *Elektrotechnik für Ingenieure 2: Wechselstromtechnik, Ortskurven, Transformator, Mehrphasensysteme*, 7. überarbeitete Auflage, Vieweg, Wiesbaden, Deutschland
107. **Xing Z., Gebre-Egziabher D. (2008):** *Modeling and Bounding Low Cost Inertial Sensor Errors*, IEEE/ION Position, Location and Navigation Symposium, Monterey, USA
108. **Yamaguchi G.T., Ashby Blake M., Luepke P. A., Moore T.L.A., Bove R., Corrigan T., Ford C. (2007):** *Theoretical Analysis of a Method of Computation Dynamic Roof Crush During Rollover*, SAE Technical Paper 2007-01-0366, Warrendale, USA
109. **Yamazaki T., Matsumoto A., Sugamoto K., Matsumoto K., Kakimoto N., Yura Y. (2014):** *Accurate 3D kinematic measurement of temporomandibular joint using X-ray fluoroscopic images*, SPIE Proceedings Vol. 9038, Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging, Bellingham, USA
110. **Yamazaki T., Watanabe T., Tomita T., Sugamoto K., Ogasawara M., Sato Y., Yoshikawa H., Tamura S. (2006):** *3D kinematics of normal knee using X-ray fluoroscopy and CT images*, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, Korea
111. **Zabler S., Ebensperger T., Fella C., Hanke R. (2012):** *High-resolution X-ray imaging for lab-based materials research*, Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria
112. **Zhu Z., Hu Y. (2006):** *Gamma/X-Ray Linear Pushbroom Stereo for 3D Cargo Inspection*, SPIE Defense and Security Symposium, Stockholm, Schweden

12. APPENDIX

12.1 Ergebnisse der Kopfoptimierung

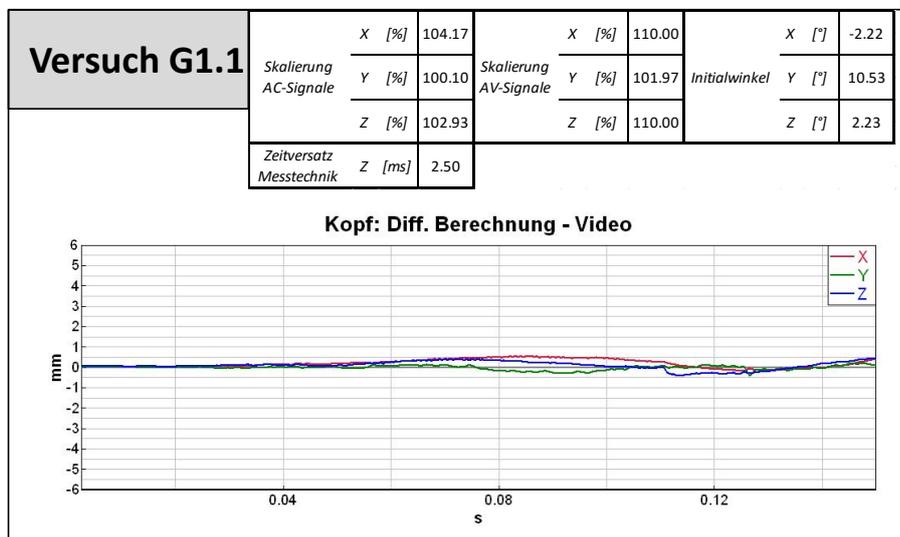


Abbildung 12-1: Optimierungsergebnis Kopfkinematikbestimmung Versuch G1.1

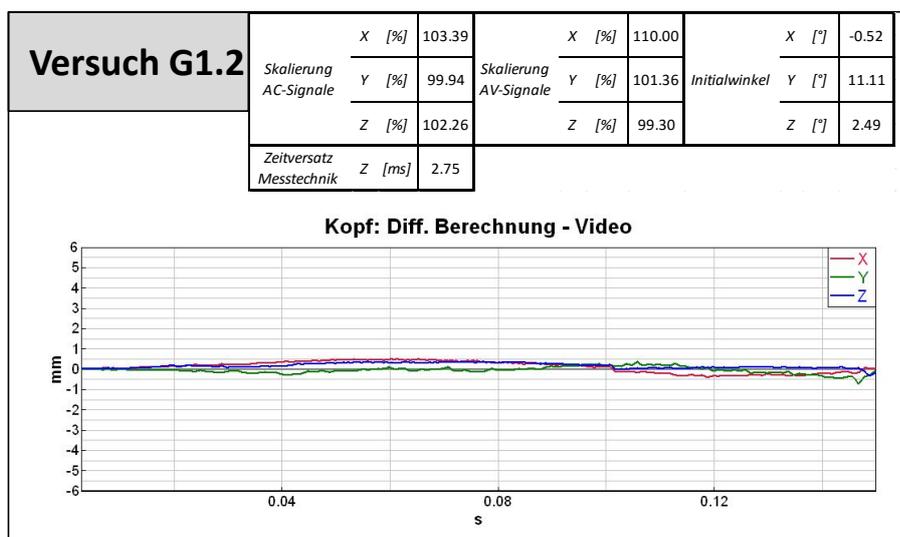


Abbildung 12-2: Optimierungsergebnis Kopfkinematikbestimmung Versuch G1.2

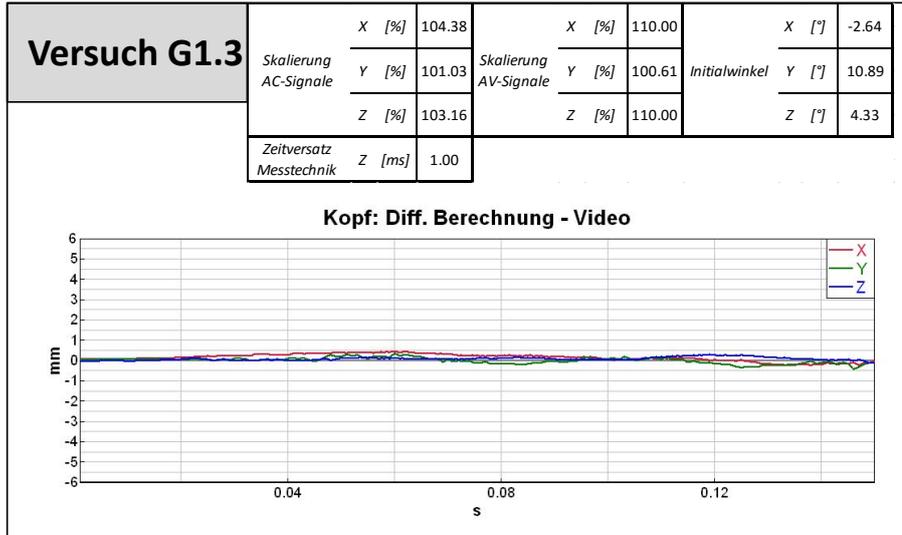


Abbildung 12-3: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G1.3

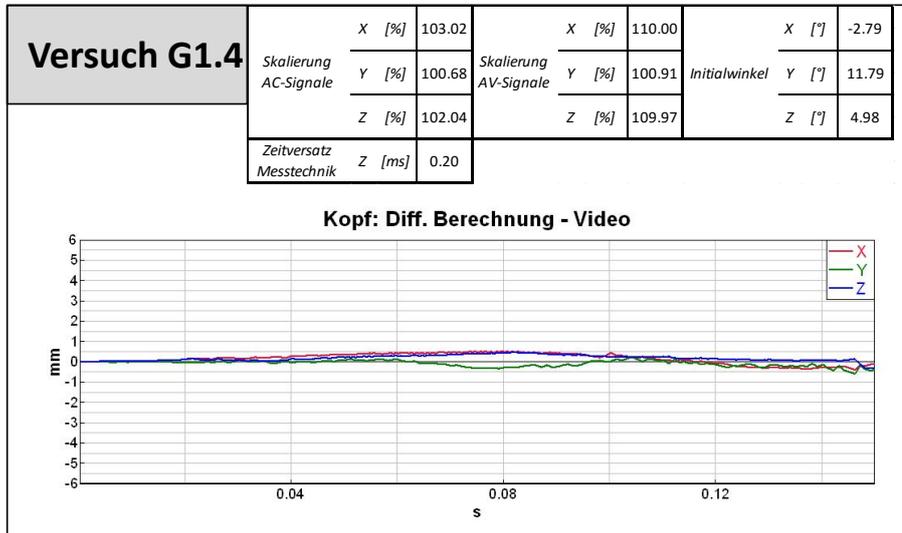


Abbildung 12-4: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G1.4

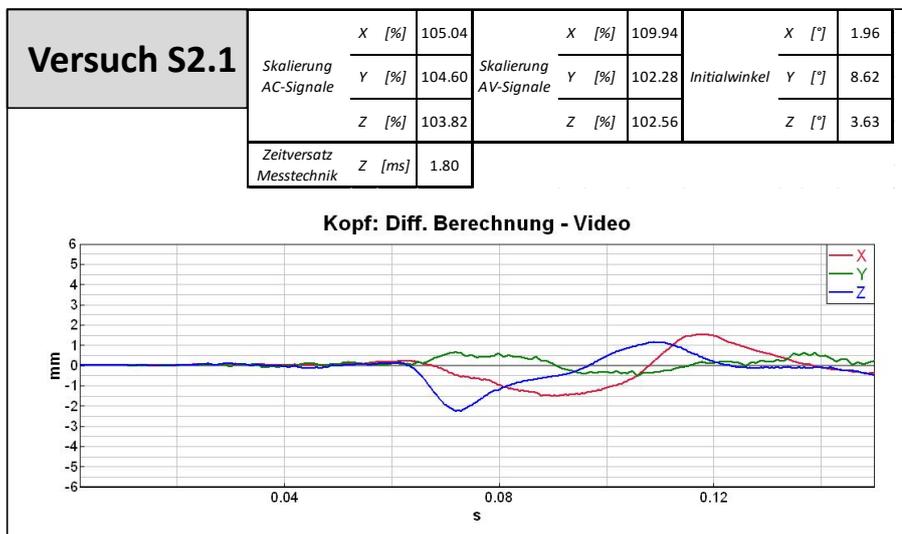


Abbildung 12-5: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.1

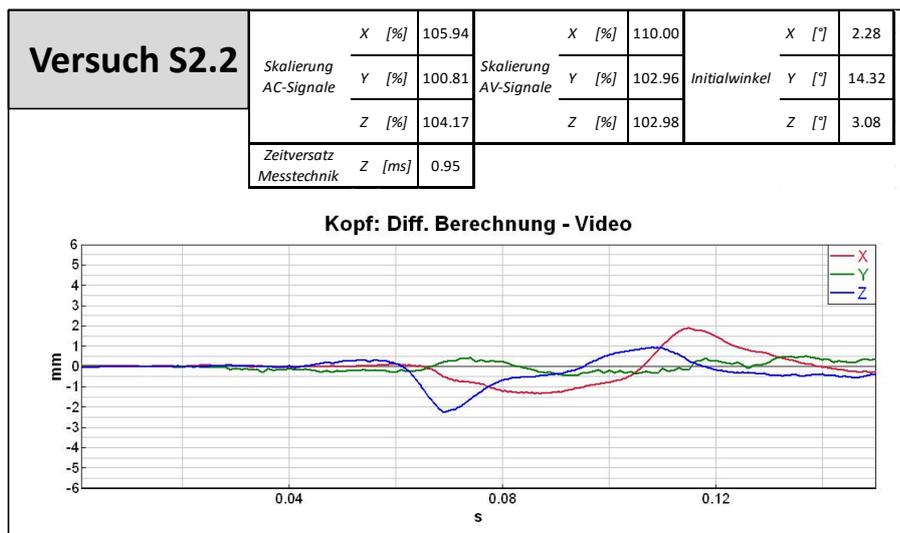


Abbildung 12-6: Optimierungsergebnis Kopfkinematikbestimmung Versuch S2.2

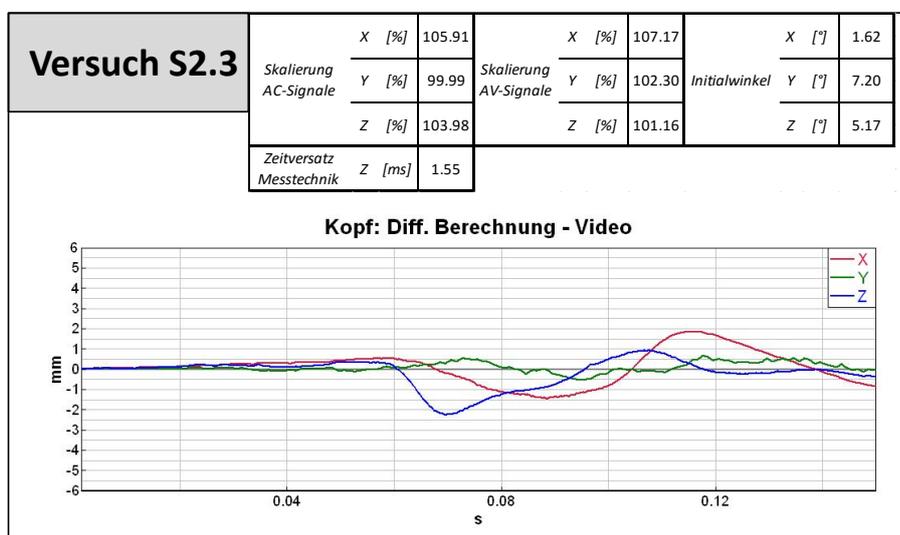


Abbildung 12-7: Optimierungsergebnis Kopfkinematikbestimmung Versuch S2.3

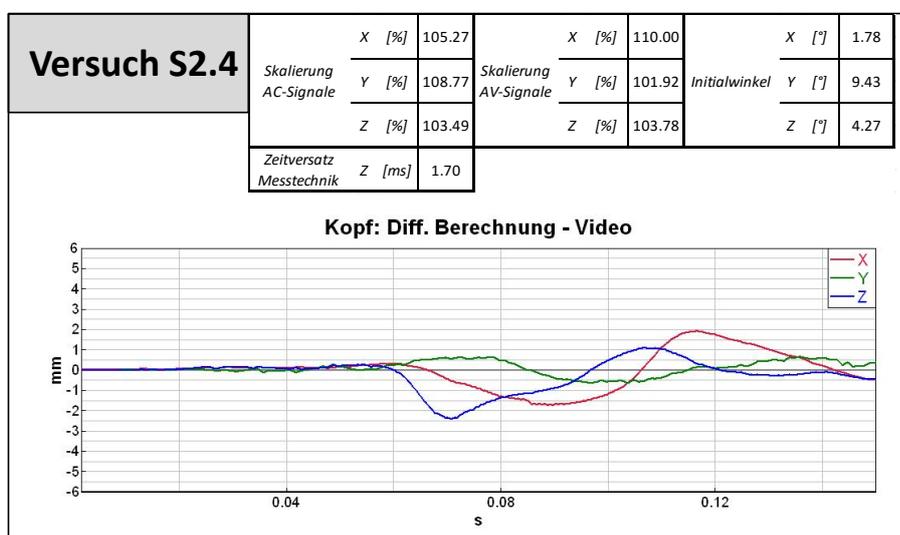


Abbildung 12-8: Optimierungsergebnis Kopfkinematikbestimmung Versuch S2.4

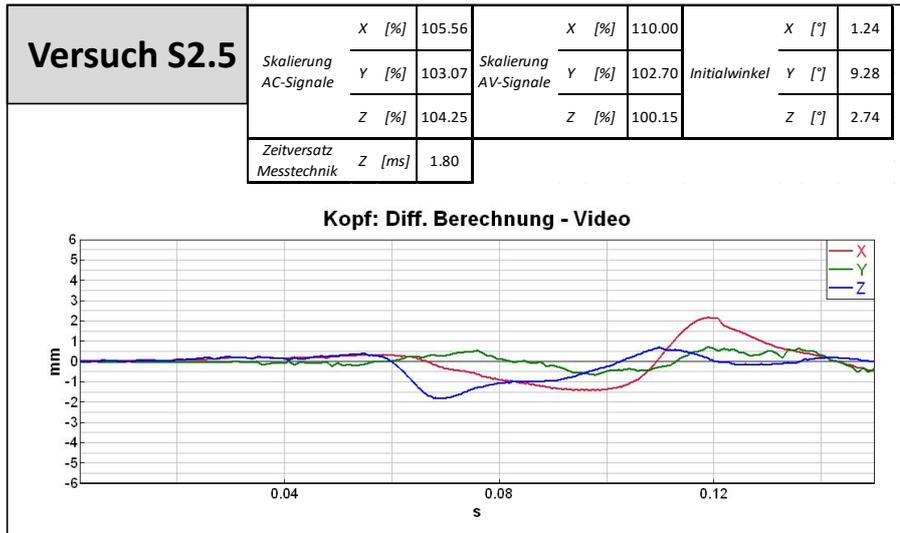


Abbildung 12-9: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.5

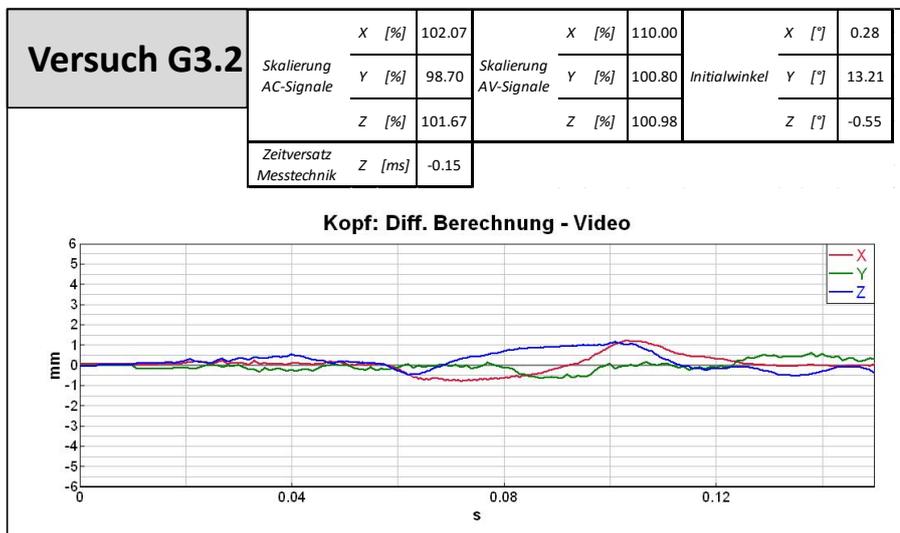


Abbildung 12-10: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G3.2

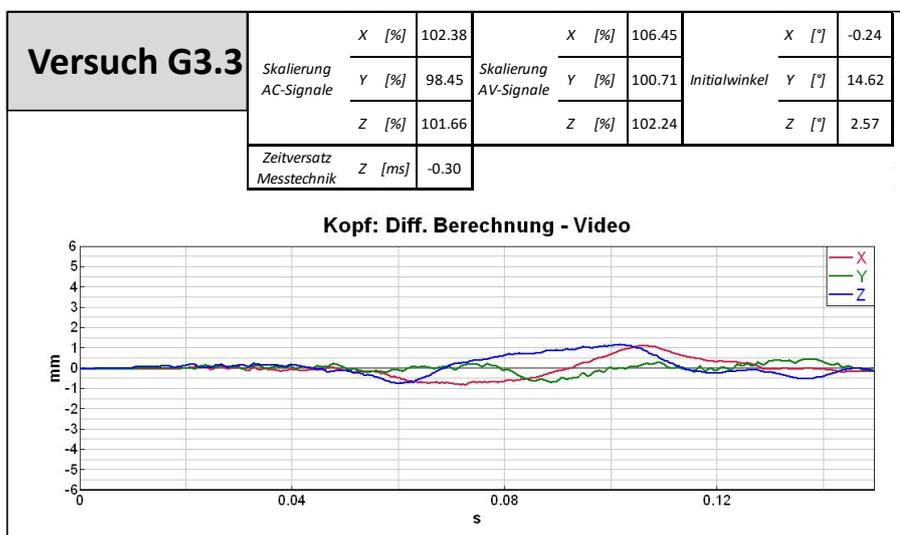


Abbildung 12-11: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G3.3

12.2 Ergebnisse der Thoraxoptimierung

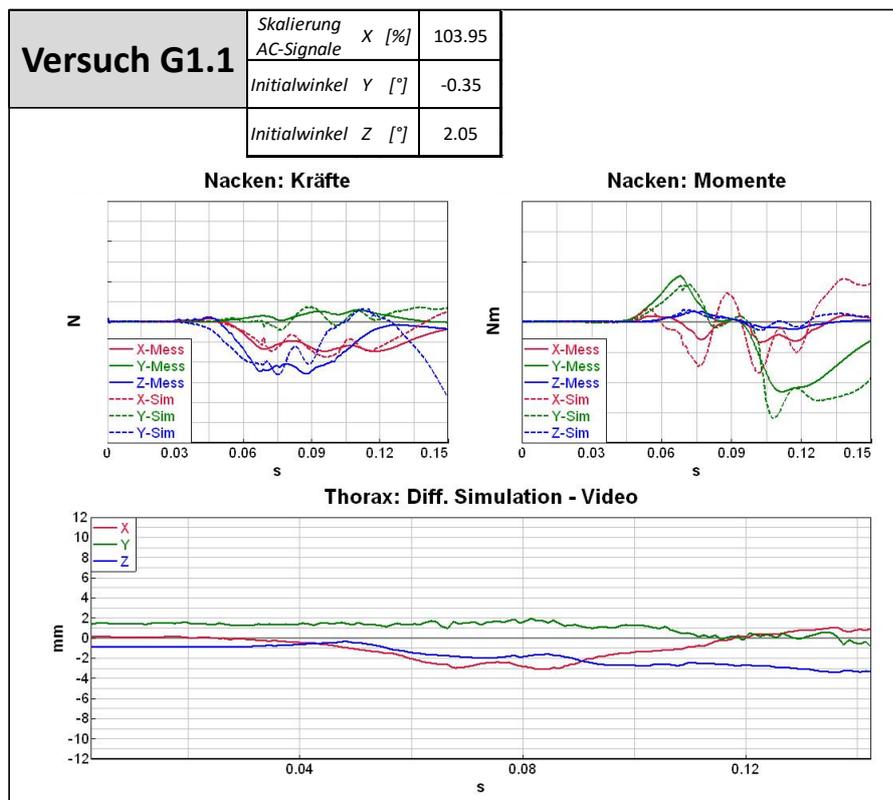


Abbildung 12-12: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.1

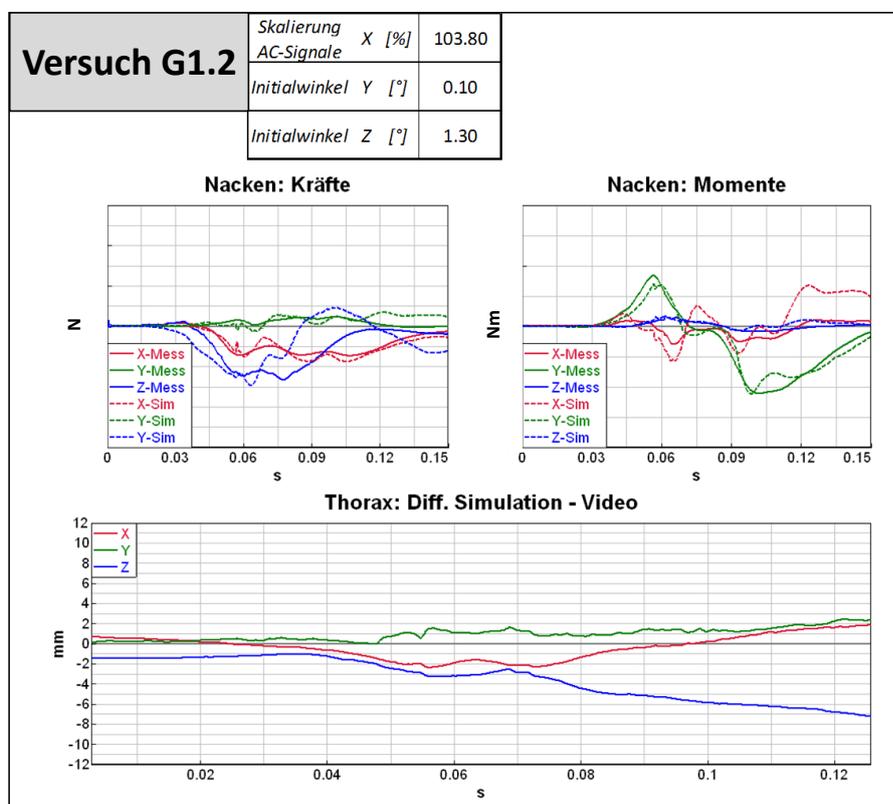


Abbildung 12-13: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.2

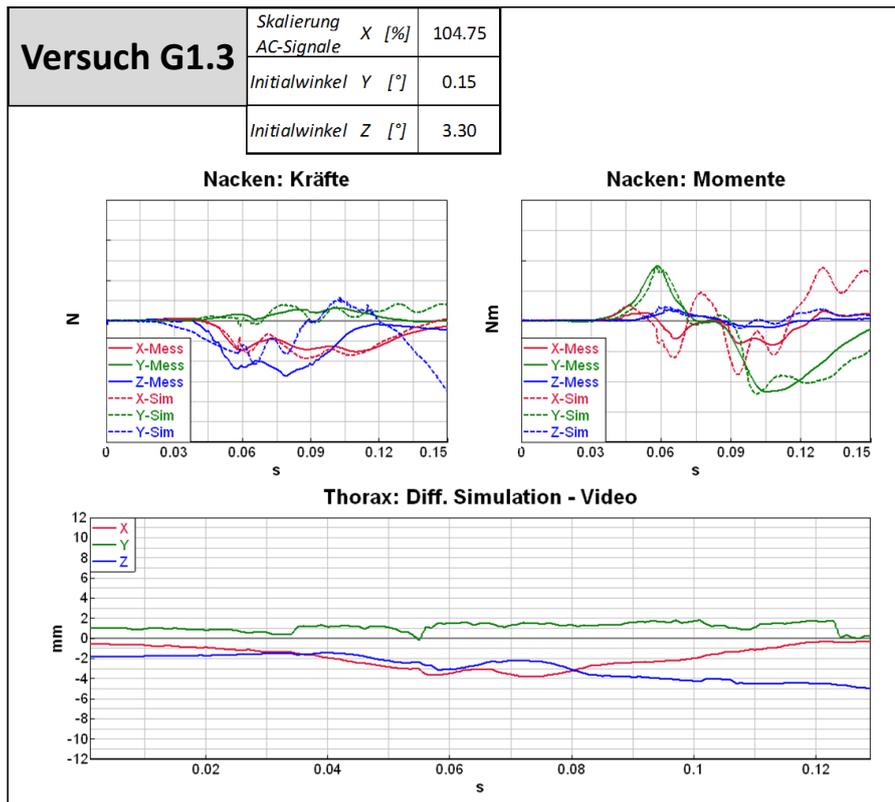


Abbildung 12-14: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.3

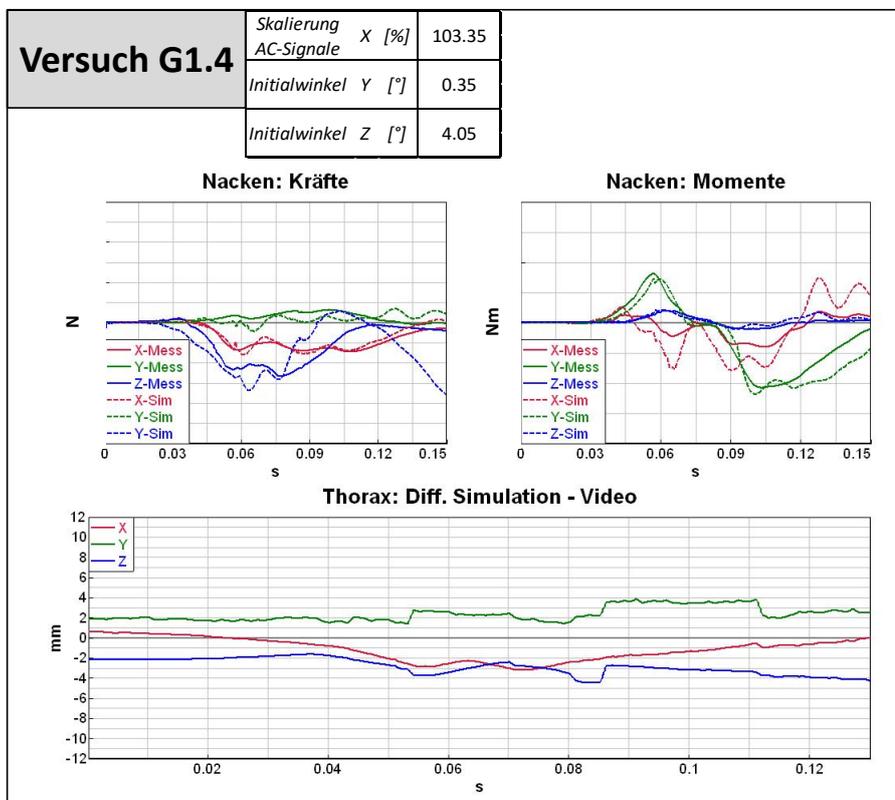


Abbildung 12-15: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.4

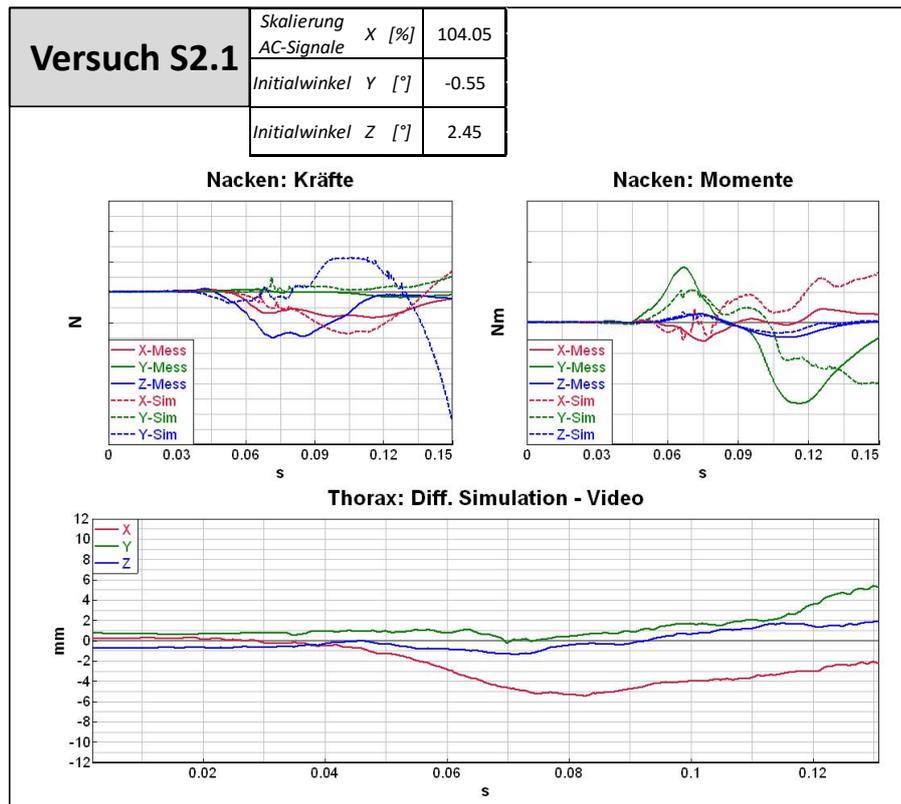


Abbildung 12-16: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.1

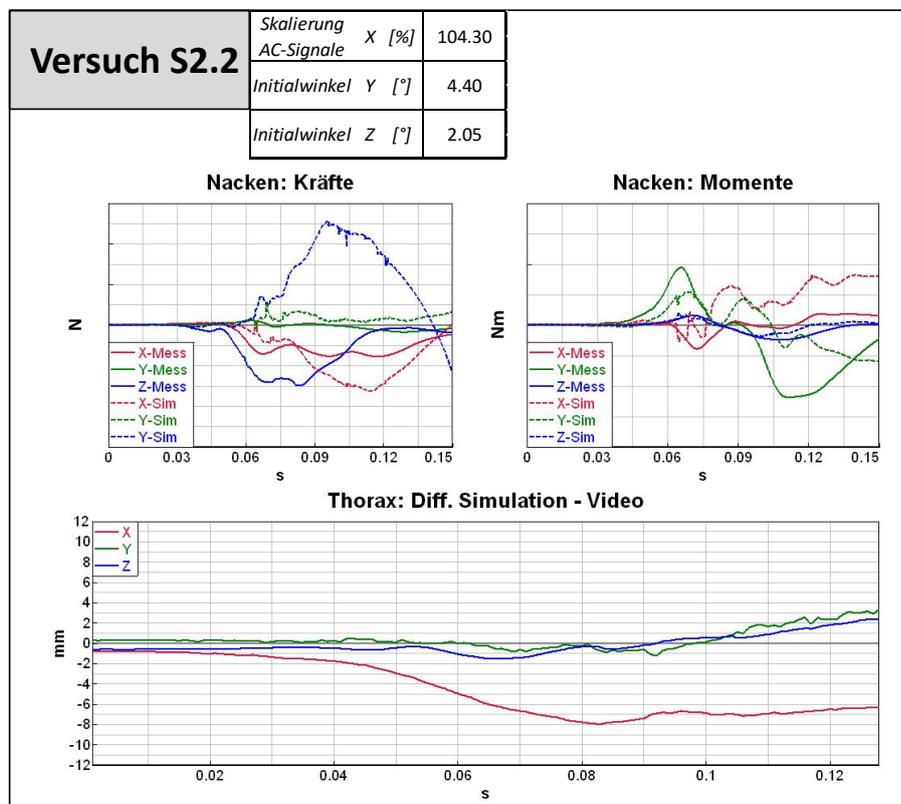


Abbildung 12-17: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.2

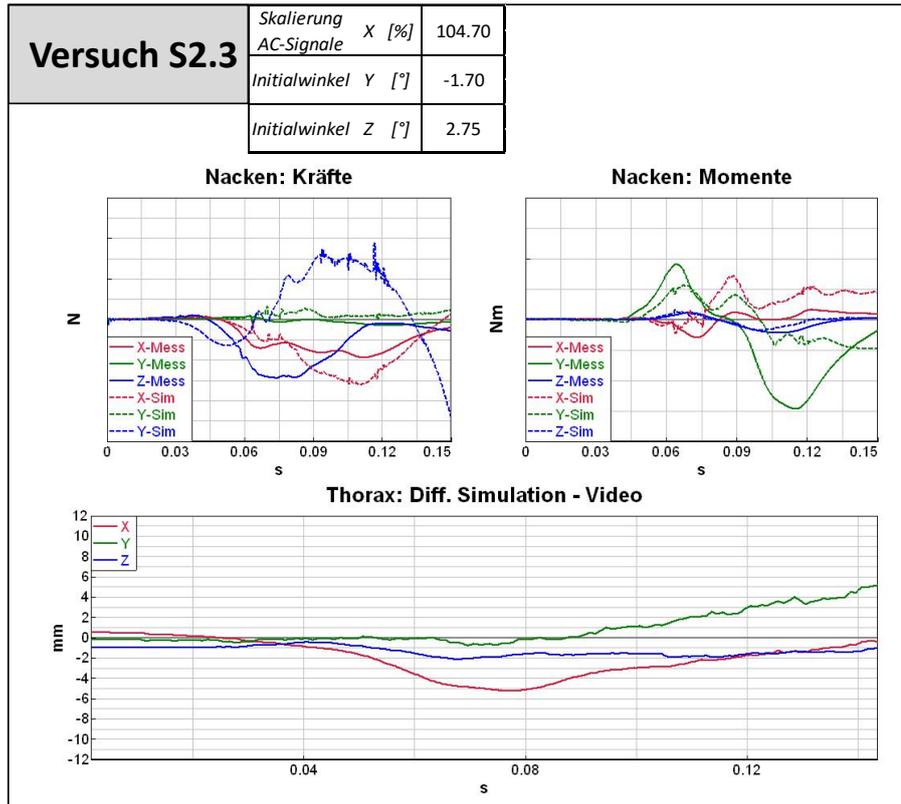


Abbildung 12-18: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.3

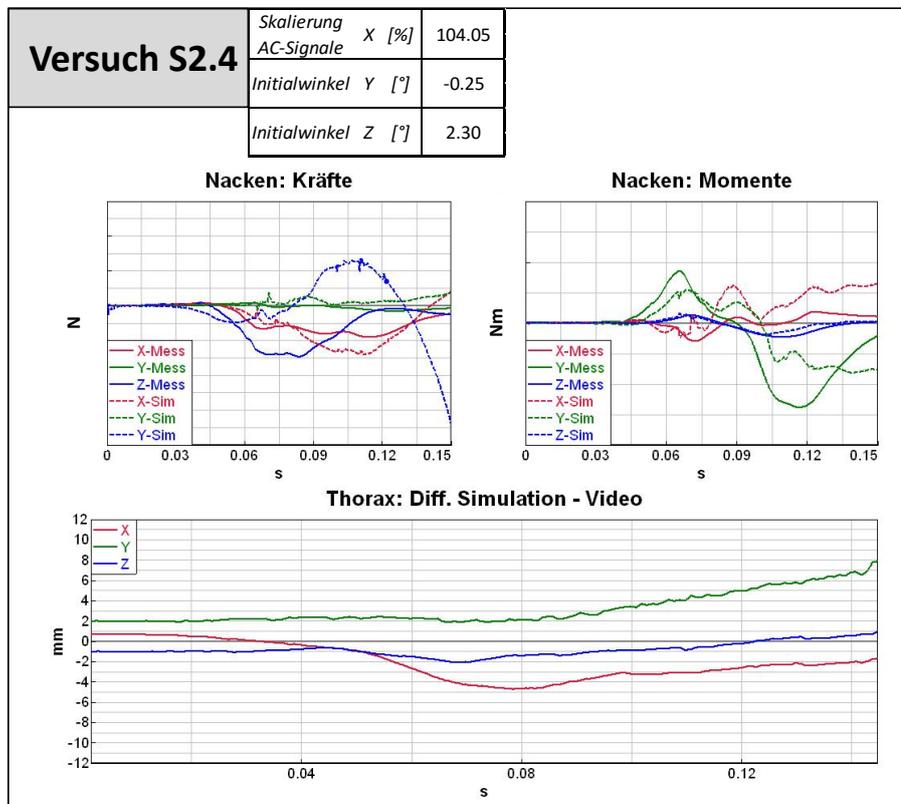


Abbildung 12-19: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.4

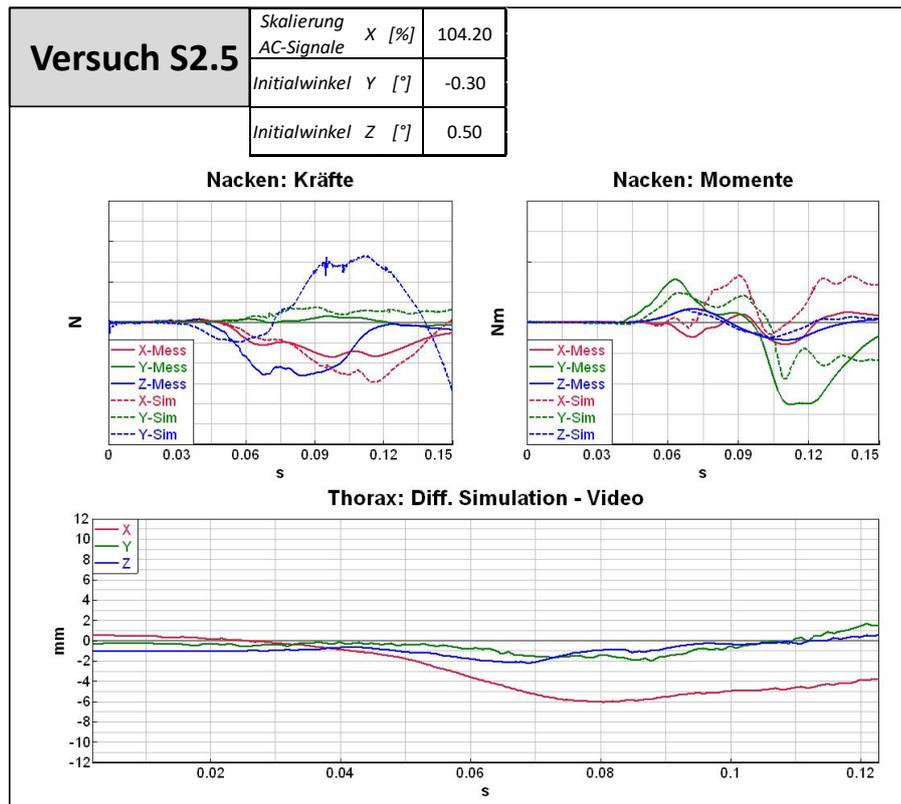


Abbildung 12-20: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.5

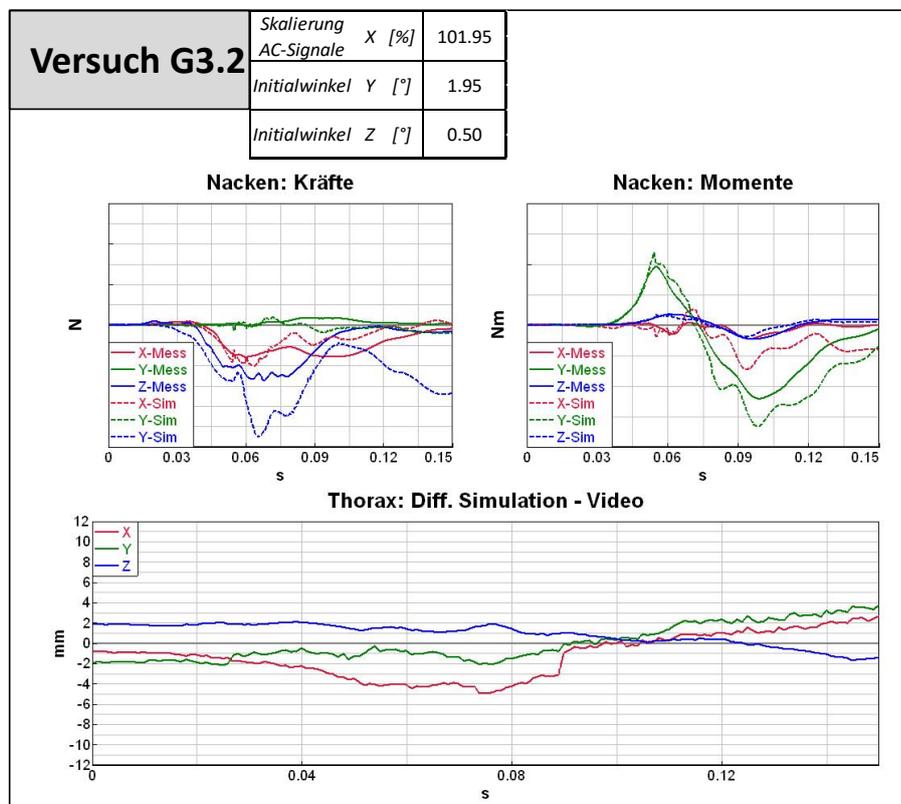


Abbildung 12-21: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.2

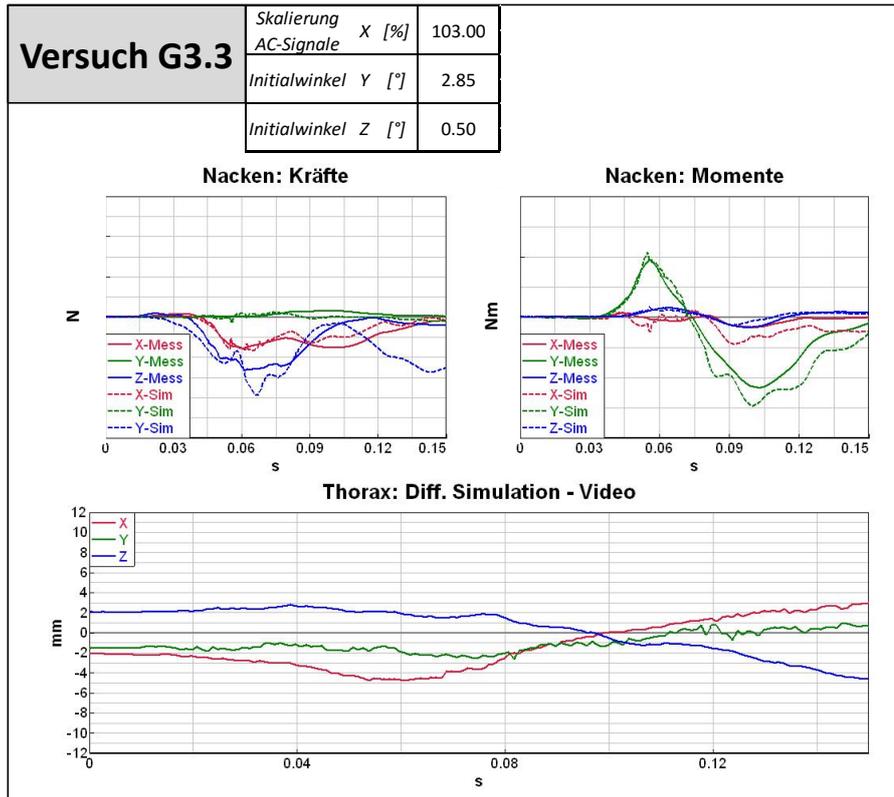


Abbildung 12-22: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.3

12.3 Ergebnisse Fo2Ds Umrechnung

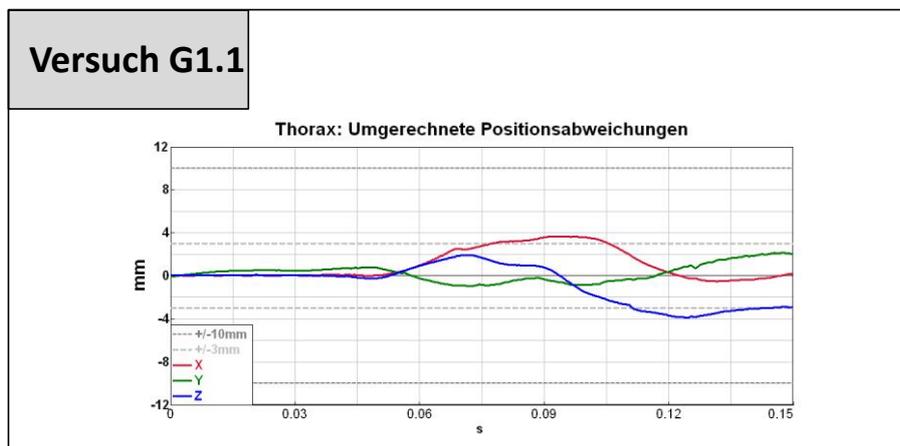


Abbildung 12-23: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.1

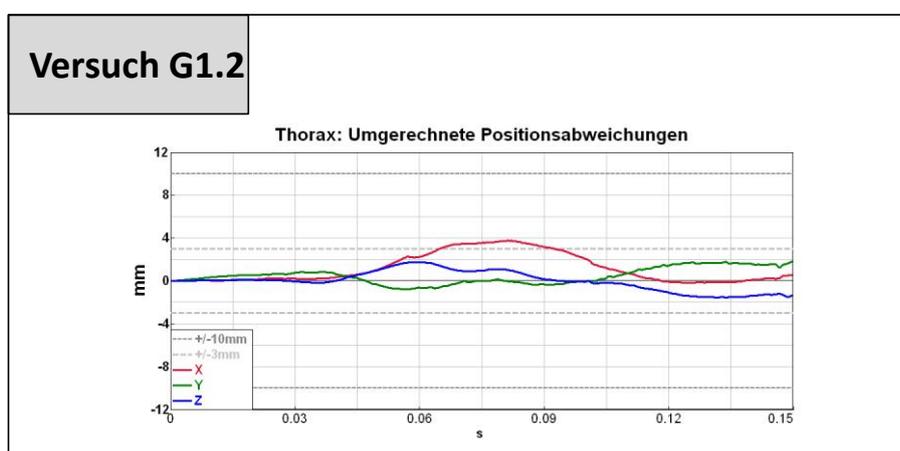


Abbildung 12-24: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.2

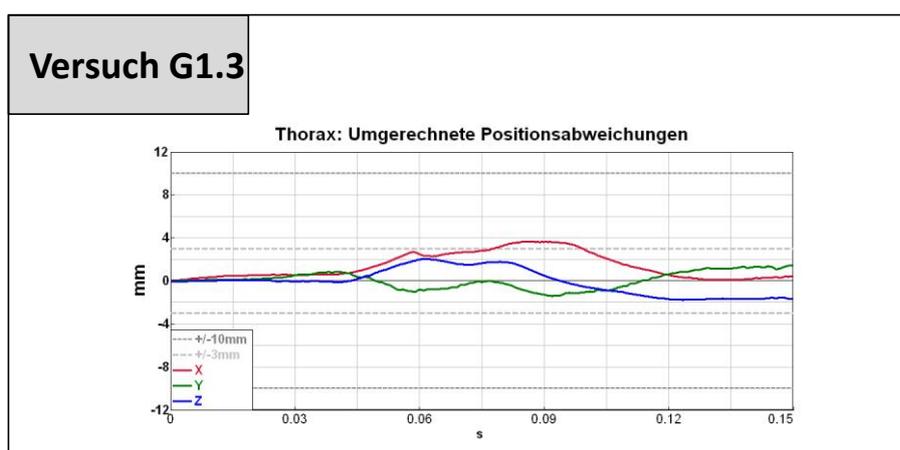


Abbildung 12-25: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.3

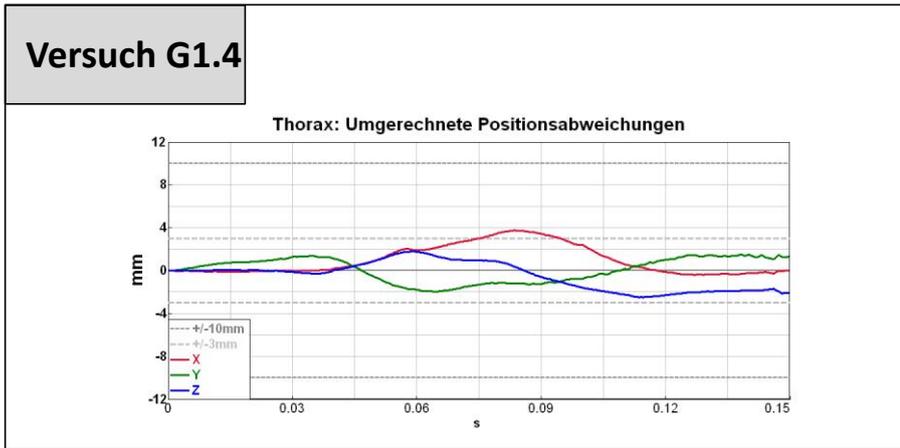


Abbildung 12-26: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.4

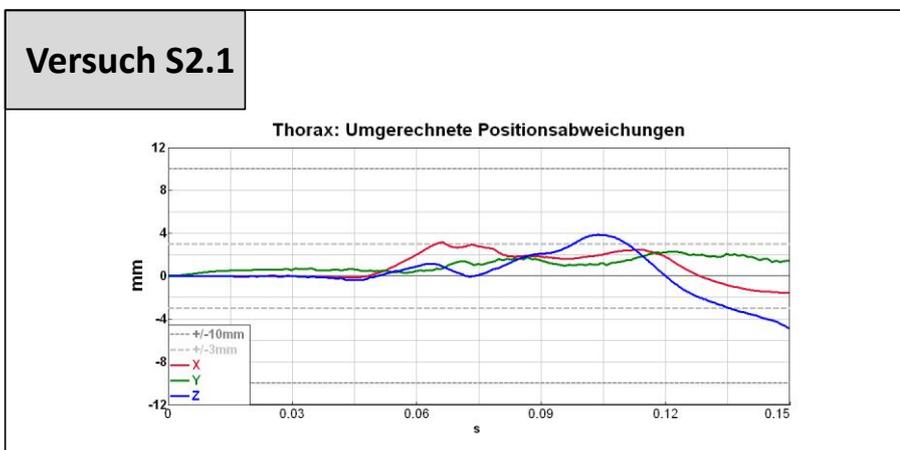


Abbildung 12-27: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.1

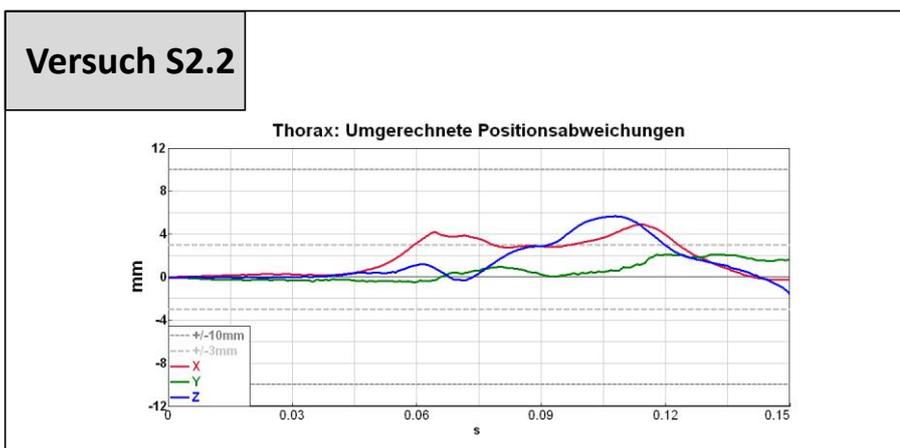


Abbildung 12-28: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.2

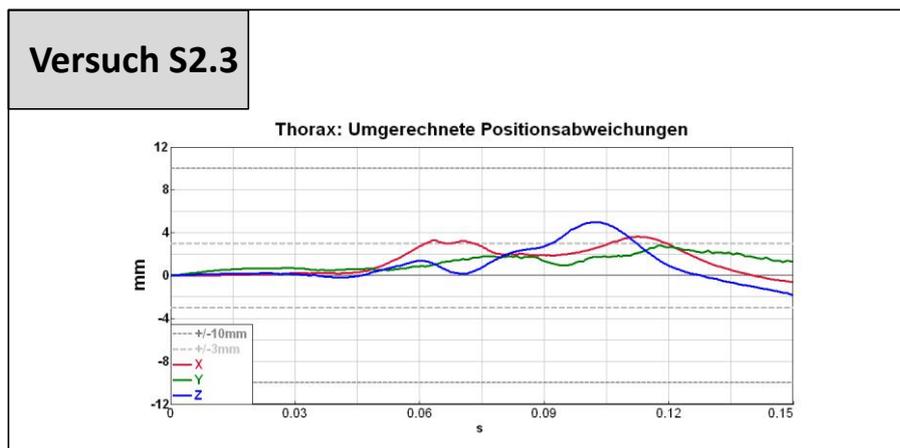


Abbildung 12-29: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.3

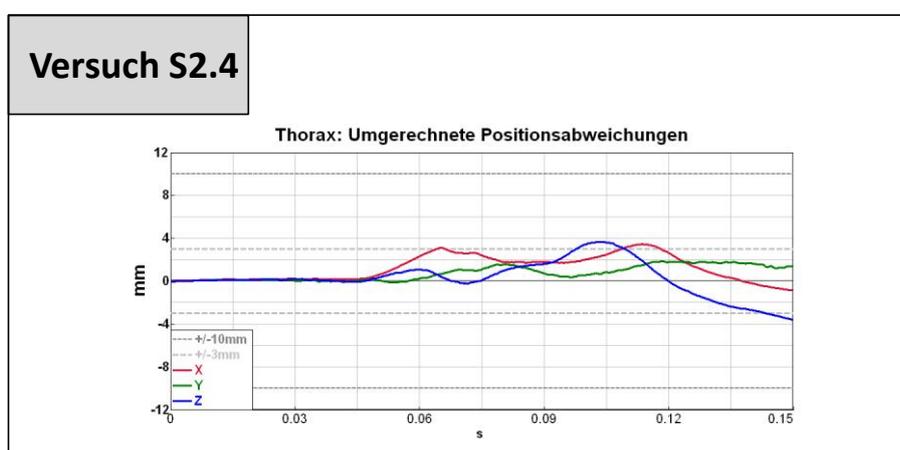


Abbildung 12-30: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.4

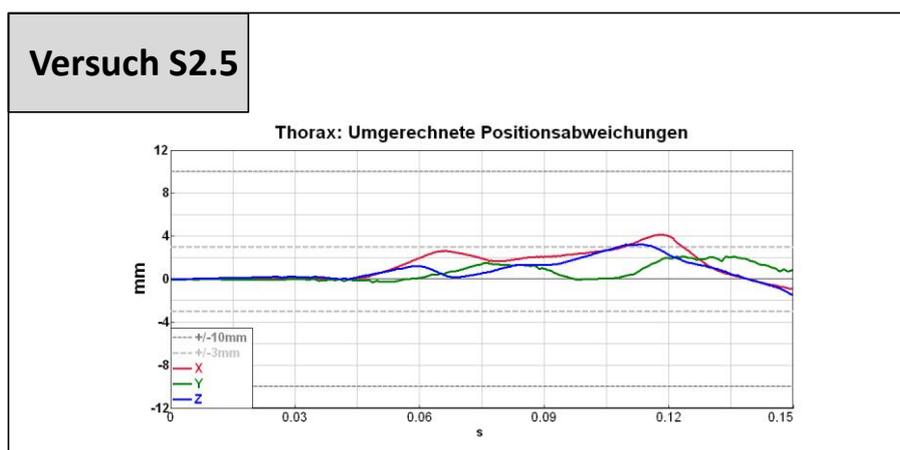


Abbildung 12-31: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.5

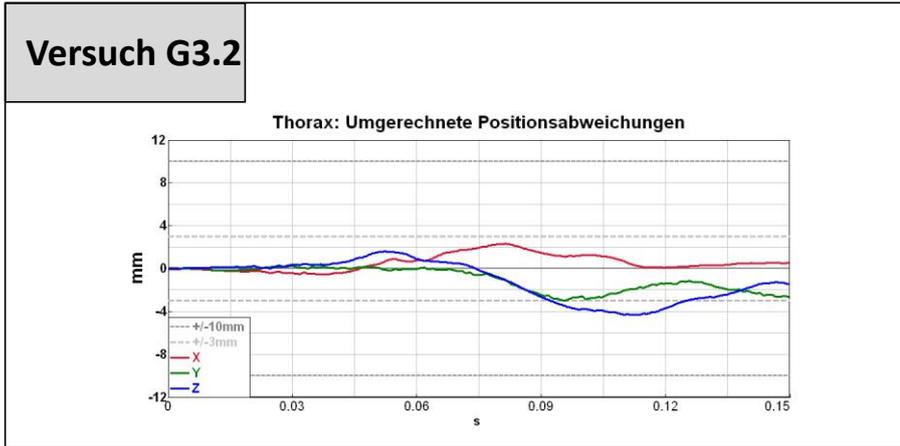


Abbildung 12-32: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.2

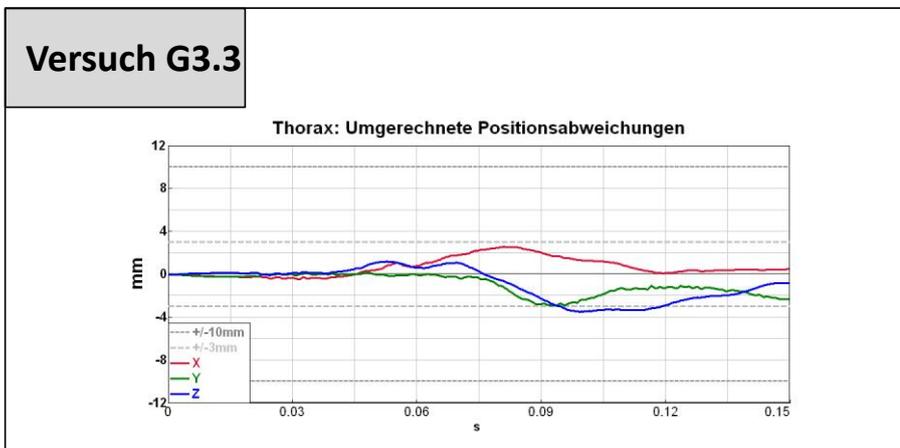


Abbildung 12-33: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.3

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1-1: Bildsequenz der Dummykinematik im Crashtest [Raguse K. et al., 2012]	6
Abbildung 1-2: Problematik bei der Bestimmung der Thoraxtrajektorie im Realversuch [Raguse K. et al., 2012] .	6
Abbildung 2-1: Onboardaufnahme eines Crashtest	11
Abbildung 2-2: XXL CT Scan eines Gesamtfahrzeuges [Hanke R., 2013]	13
Abbildung 2-3: Überblick des SimbaV Prinzips zur Bestimmung der Kopfkinematik durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik [Sinz et al., 2015]	15
Abbildung 2-4: Optimierungsstrategie zur Bestimmung der durchgehenden präzisen Dummykopfkkinematik durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik [Sinz W. et al., 2015], [Raguse K. et al., 2012]	18
Abbildung 2-5: Ablaufdiagramm zur Bestimmung der Thoraxbahn durch das Erzeugen von virtuellen Nackenschnittkräften und -momenten aus der geführten Bewegungsvorgabe und der Variation der Thoraxbahn	20
Abbildung 2-6: Ablaufdiagramm der Thoraxkinematikbestimmung durch die Fusion elektrischer Messtechnik mit Zusatzmessungen und dem Einbringen von Zusatzbedingungen	21
Abbildung 2-7: Ablaufdiagramm des Prozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik und Überblick der einzelnen Entwicklungspunkte	22
Abbildung 3-1: Festgelegtes allgemeines Dummy-Koordinatensystem als Bezug aller Messgrößen	23
Abbildung 3-2: Physisches Modell: Aufbau eines Hybrid III 50% (Kopf, Nacken, Torso) [Humanetics, 2017b]	24
Abbildung 3-3: Virtuelles Modell: Aufbau eines Hybrid III 50% (Kopf, Nacken, Torso) [FTSS, 2010]	25
Abbildung 3-4: Elektrische Standardmesstechnik eines HIII 50% Dummys im Kopf/Nacken (links) und Thorax (rechts) mit dem Upgrade eines DTI-3106 Sensorpacks	26
Abbildung 3-5: IES 1402 Dual Axis Tilt Sensor [Humanetics, 2017a]	27
Abbildung 3-6: IF-205 6 Axis Upper-Neck-Loadcell [Pitterle C., 2014]	27
Abbildung 3-7: Darstellung der Nackenraste im Real- und FE-Dummy	29
Abbildung 3-8: Versuchsaufbau der zwei Versuchskonstellationen der Methodenentwicklungsversuche mit gerader Schlittenplatte (links) und schräger Schlittenplatte (rechts)	30
Abbildung 3-9: Oberflächenscan des Versuchsaufbaus eines Methodenentwicklungsversuchs	31
Abbildung 3-10: Methodenentwicklungsversuch am Beschleunigungsschlitten mit ECE Sitz und gerader Schlittenplatte	32
Abbildung 3-11: Methodenentwicklungsversuch am Beschleunigungsschlitten mit ECE Sitz und schräger Schlittenplatte	32
Abbildung 4-1: Mechanisches 2D Ersatzmodell eines Dummys von Kopf-Nacken-Thorax mit dem Impuls und Drall Satz für Kopf und Thorax	36
Abbildung 4-2: Aufbau und kinematische Zusammenhänge des Doppelpendels als Ersatzmodell der kinematischen Kette Kopf-Nacken-Thorax	37
Abbildung 4-3: Generische Charakteristik und mathematische Funktion $C_{(M, \Delta\alpha N)}$ der Nackendrehfeder als Ersatzmodell des Nackenmodells	38
Abbildung 4-4: Verlauf der generischen Kinematik und bekannte Größen zum theoretischen Beweis der kinematischen Kette durch das Ersatzmodell eines Doppelpendels über die bekannten Kopfkinematik, Nackenmoment, Geometrie und Startbedingung	39
Abbildung 4-5: Verlauf und Werte der Nackenverdrehung berechnet aus der generischen Kopfkinematik, dem Nackenmoment und der bekannten Charakteristik der Nackendrehfeder	39
Abbildung 4-6: Verlauf und Werte der Thoraxtrajektorie berechnet aus der generischen Kopfkinematik, dem Nackenmoment und der bekannten Charakteristik der Nackendrehfeder	40

APPENDIX

Abbildung 4-7: Generische Kinematik von Kopf und Thorax bei unbekanntem Nackenmoment für den theoretischen Beweis der kinematischen Kette durch das Ersatzmodell eines Doppelpendels41

Abbildung 4-8: Verlauf und Werte der relativen Nackenverdrehung aufgrund der definierten generischen Kinematik von Kopf und Thorax durch die kinematische Zusammenhänge des Doppelpendels41

Abbildung 4-9: Verlauf und Werte des Nackenmomentes der Drehfeder aufgrund der definierten generischen Kinematik von Kopf und Thorax durch die kinematische Zusammenhänge des Doppelpendels42

Abbildung 4-10: Berechnete Thoraxkinematik aus der generischen Kopfk kinematik, dem Nackenmoment und der bekannten Charakteristik der Nackendrehfeder und definierten geometrischen Zusammenhängen im Vergleich zur bekannten Thoraxkinematik42

Abbildung 5-1: Vergleich der Einzelkomponenten des Realdummys aus dem Prinzipversuch und dem generierten Visualisierungsdummy zur Verifikation der Initialpositionierung.....46

Abbildung 5-2: Ablauf der Positionierung von Kopf und Thorax des Simulationsmodells über relevante vordefinierte Gelenke (rechts) und Drehpunkt und Drehvektoren bei der Gelenkpositionierung von Kopf und Thorax (links)51

Abbildung 5-3: Gezieltes Anfahren der Kopfinalposition und Orientierung und Thoraxorientierung, Vergleich der Nackenkrümmung und Darstellung der Nackenverspannung durch die erzwungene Initialposition.....52

Abbildung 5-4: Einfluss eines Beschleunigungsfeldes auf die Gleichgewichtslage des Simulationsmodells zur Abbildung der realen Nackenkrümmung und Initialpositionierung bei definierten Realversuchsbedingungen ..54

Abbildung 5-5: Einfluss der Orientierung der Kopfplatte auf die Nackenkrümmung durch die Gleichgewichtslage unter einem definierten Beschleunigungsfeld bei einer Vorverlagerung von 0° (Fahrzeugversuch) und 90° (maximale Nackenkrümmung)55

Abbildung 5-6: Prinzip der Modellpositionierung durch das Nutzen der Information der kinematischen Kette, Einfluss des Initialwinkels auf das Nackenmoment und theoretischen Funktionalitätsnachweis durch das Ersatzmodell eines Doppelpendels.....56

Abbildung 5-7: Genereller Ablauf der Initialpositionierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition58

Abbildung 5-8: Ablauf der Überführung der Einmessdaten auf das Simulationsmodell durch die kinematische Gelenkpositionierung bei einem HIII 50% FTSS V7.1.159

Abbildung 5-9: 2D Ersatzsystem des Simulationsmodells für die kinematische Gelenkpositionierung und einzelne Berechnungsschritte des Positionierungsalgorithmus zur Umrechnung der Einmessdaten in geeignete Vorgabewerte der Gelenkpositionierung im speziellen Fall des HIII 50% FTSS V7.1.1 Modells60

Abbildung 5-10: Rotation eines Vektors ex mit der Rotationsmatrix $xyzKT$ zur Bestimmung der Vorverdrehung des Vektors vxT63

Abbildung 5-11: Eliminieren der Vorverdrehung des Vektors vxT durch Rücktransformation in die Ausgangslage vx64

Abbildung 5-12: Fehlerkette der Thoraxinitialposition durch Ungenauigkeiten der Einmessdaten und getroffenen Annahmen zur Initialpositionierung67

Abbildung 5-13: Positionierungsvorgabe und Positionierung mit Einmessdaten aus der Standardmesstechnik zur Bestimmung der Thoraxinitialposition68

Abbildung 5-14: Positionierungsvorgabe und Positionierung mit neuinterpretierten Einmessdaten aus der Bahnoptimierung zur Bestimmung der Thoraxinitialposition69

Abbildung 5-15: Überlagerung des Oberflächenscan mit den positionierten Dummymodellen der kinematischen Kette von Kopf-Nacken und Thorax bei dem Versuchs G3.1: Gesamtübersicht70

Abbildung 5-16 Überlagerung des Oberflächenscan mit den positionierten Dummymodellen der kinematischen Kette von Kopf-Nacken und Thorax bei dem Versuchs G3.1: Detailanalyse Kopforientierung71

Abbildung 5-17: Überlagerung des Oberflächenscan mit den positionierten Dummymodellen der kinematischen Kette von Kopf-Nacken und Thorax bei dem Versuchs G3.1: Detailanalyse Burst-, Thorax- und Rippenorientierung72

Abbildung 6-1: Modellabstrahierung und finales Simulationsmodell zur Bewegungsbestimmung 78

Abbildung 6-2: Sensitivität des numerischen Nackenmodells auf Thorax-Bewegungsänderungen vom 3mm über den gesamten Bewegungsablauf	78
Abbildung 6-3: Verläufe der Standardsensormessdaten des Sensorpacks von Kopf und Thorax und der Nackenkraftmessdose des Methodenentwicklungsversuchs G3.1	79
Abbildung 6-4: Darstellung der Führungssystem zur Übertragung der Bewegungsvorgabe auf das Dummymodell (links) und angepasste Feder- und Dämpfungskennlinien (rechts)	81
Abbildung 6-5: Einfluss der ermittelten Federcharakteristik auf die Dummytrajektorie bei einer gezielten Bewegung bei der Vorgabe einer berechneten Bahnkurve	82
Abbildung 7-1: Ablauf der Prinzipuntersuchung zur Bestimmung des Fo2Ds-Zusammenhang durch das Anfahren eines speziellen Thoraxpunktes	88
Abbildung 7-2: Theoretischer Aufbau der Lookup-Tables mit dem Verhalten des Nackens auf gezielte Thoraxbewegungen abhängig von der Richtichtung, Bewegungskombination, Geschwindigkeit und Länge	89
Abbildung 7-3: Richtungsabhängigkeit des Nackens auf Thoraxverschiebung in aller Richtung bei einer Verfahrensgeschwindigkeit von 0.5m/s.....	90
Abbildung 7-4: Überblick aller möglichen Thorax-Bewegung-Kombinationen bei fix eingespanntem Kopf und der Einfluss der gezielten Bewegung beim Anfahren aller einzelnen Punkte auf die Kräfte und Momente.....	91
Abbildung 7-5: Geschwindigkeitsabhängigkeit des Nackenmodells beim Anfahren der relevanten Thoraxpositionen und einem Verfahrweg von einem Millimeter	91
Abbildung 7-6: Einfluss der Länge der Thoraxverschiebung über den gesamten analysierten Geschwindigkeitsbereich in positiver Z_{DK} -Richtung.....	92
Abbildung 7-7: Abweichungen der Nackenkräfte nach der Führung der kinematischen Kette entlang der aus den Sensordaten der elektrischen Messtechnik berechneten Vorgabetrajektorien des Methodenentwicklungsversuchs G3.1 und Bewertung der Abweichungen über die skalare Größe des adaptierten RMS-Wertes	93
Abbildung 7-8: Abschätzung des Fehlerbandes durch die Fo2Ds-Umrechnung nach der Führung der kinematischen Kette entlang der aus den Sensordaten der elektrischen Messtechnik berechneten Vorgabetrajektorien des Methodenentwicklungsversuchs G3.1	94
Abbildung 8-1: Bewegungsablauf des Nackenmodells bei der Führung von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgaben aus Standardsensordaten und positioniert mit Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1	95
Abbildung 8-2: Abweichungen Nackenschnittkräfte und Momente aus der elektrischen Messtechnik und bei der Führung von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgaben aus Standardsensordaten und positioniert mit Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1	96
Abbildung 8-3: Abweichung der Bahnkurven zwischen der Videotrajektorie und bei der Führung von Kopf und Thorax mit der berechneten Bewegungsvorgaben aus Standardsensordaten und positioniert mit Standardeinmessdaten des Versuchs G3.1	97
Abbildung 8-4: Mathematische modellierte Einflussparameter und deren physikalischer Einfluss auf die Trajektorienberechnung.....	98
Abbildung 8-5: Positionsabweichungen der Kopfbahn zwischen Videotrajektorie und berechneter Trajektorie aus Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssensordaten ohne Optimierung und die Verbesserung der Standardoptimierung aus [Sinz W. et al., 2015] durch die Updates der Optimierungsstrategie	103
Abbildung 8-6: Übersicht der zeitlichen Abweichungsverläufe des Verfahrens zur Kopfkineamatikbestimmung durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik	106
Abbildung 8-7: Generelles Prinzip der kinematischen Kette der Variation der Thoraxtrajektorie zur Anpassung der Nackenkräfte und Momente	107
Abbildung 8-8: Optimierungsstrategie: lineare Optimierung zur Variation der Thoraxtrajektorie beziehungsweise Bestimmung der Optimierungsparameter durch den Optimierungsprozess.....	108

APPENDIX

Abbildung 8-9: Schematische Optimierungslogik zur Bestimmung eines einzelnen Parameters durch stetiges halbieren der Schrittweite mit den Best –fit des RMS-Wertes..... 109

Abbildung 8-10: Prinzip der Einflussgrößenuntersuchung verschiedener Bahnrechnungsparameter zur Bestimmung der sensitivsten Optimierungsparameter und der optimalen Parameterschrittweite 110

Abbildung 8-11: Ablauf des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der optimalen Parameterwerte zur Bestimmung der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette 114

Abbildung 8-12: Übersicht des Optimierungsablaufs und des Optimierungserfolges anhand der Anwendung des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung auf die Realmessdaten des Versuchs G3.1 – Ausgangsrechnung..... 115

Abbildung 8-13: Erklärung der Optimierungslogik zur Bestimmung eines einzelnen Parameters (Skalierung AC-Signal X) anhand des Beispiels der Auswertung des Versuchs G3.1 im 1. Optimierungsloop 116

Abbildung 8-14: Übersicht des Optimierungsablaufs und des Optimierungserfolges anhand der Anwendung des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung auf die Realmessdaten des Versuchs G3.1 – 1. Optimierungsloop 117

Abbildung 8-15: Übersicht des Optimierungsablaufs und des Optimierungserfolges anhand der Anwendung des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung auf die Realmessdaten des Versuchs 3.1 – 2. Optimierungsloop 118

Abbildung 8-16: Detailanalyse der Restabweichungen der Nackenkräfte und Momente zwischen Simulation und elektrischer Messtechnik nach dem Optimierungsprozess 119

Abbildung 8-17: Fo2Ds-Umrechnung zur Abschätzung der absoluten Thoraxabweichung nach der Bewegungsaufbringung der Bahnkurven nach dem Optimierungsprozess des Versuchs G3.1 120

Abbildung 8-18: Abweichung der Thoraxvorgabetrajektorie zur Starrkörpertrajektorie aus der 3D-Filmanalyse vor und nach der Optimierung mit dem Prinzip der kinematischen Kette 121

Abbildung 8-19: Detailanalyse der Abweichungskurven und Darstellung und Verifizierung der Abschätzung des Fehlertoleranzbandes durch die Fo2Ds-Umrechnung 122

Abbildung 8-20: Übersicht der zeitlichen Abweichungsverläufe des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung durch das Prinzip der kinematischen Kette 124

Abbildung 8-21: Vergleich der X-Abweichung der Thoraxvorgabetrajektorie und dem X-Federweg des Führungssystem des Versuchs G3.1 nach der Thoraxoptimierung 125

Abbildung 8-22: Fehlerkette in der Bestimmung der Thoraxkinematik 129

Abbildung 10-1: Möglichkeiten zur Überführung des Prinzips der kinematischen Kette zur Thoraxkinematikbestimmung auf weiterer Anwendungsgebiete 133

Abbildung 12-1: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G1.1 141

Abbildung 12-2: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G1.2 141

Abbildung 12-3: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G1.3 142

Abbildung 12-4: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G1.4 142

Abbildung 12-5: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.1 142

Abbildung 12-6: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.2 143

Abbildung 12-7: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.3 143

Abbildung 12-8: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.4 143

Abbildung 12-9: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch S2.5 144

Abbildung 12-10: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G3.2 144

Abbildung 12-11: Optimierungsergebnis Kopfk kinematikbestimmung Versuch G3.3 144

Abbildung 12-12: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.1 145

Abbildung 12-13: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.2 145

Abbildung 12-14: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.3 146

Abbildung 12-15: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.4 146

Abbildung 12-16: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.1 147

Abbildung 12-17: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.2 147

Abbildung 12-18: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.3.....	148
Abbildung 12-19: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.4.....	148
Abbildung 12-20: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.5.....	149
Abbildung 12-21: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.2	149
Abbildung 12-22: Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.3	150
Abbildung 12-23: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.1	151
Abbildung 12-24: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.2	151
Abbildung 12-25: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.3	151
Abbildung 12-26: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G1.4	152
Abbildung 12-27: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.1.....	152
Abbildung 12-28: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.2.....	152
Abbildung 12-29: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.3.....	153
Abbildung 12-30: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.4.....	153
Abbildung 12-31: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch S2.5.....	153
Abbildung 12-32: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.2	154
Abbildung 12-33: Fo2Ds-Umrechnung Optimierungsergebnis Thoraxkinematikbestimmung Versuch G3.3	154

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 2-1: Bewertung bestehender Ansätze zur Kinematikbestimmung von Starrkörpern im Realversuch aus der Literatur	16
Tabelle 3-1: Zusammenhang zwischen der spezielle Stellung der Nackenraste und dem Nackenrasterwinkel φ 29	
Tabelle 3-2: Versuchsmatrix der Methodenentwicklungsversuche	33
Tabelle 5-1: Standardeinmessdaten des Methodenentwicklungsversuchs G3.1	47
Tabelle 5-2: Vergleich redundanter Initialwinkel-Einmesssysteme (Videoeinmessung / Tiltsensorik)	48
Tabelle 5-3: Bewertung unterschiedlicher Methoden zur Modellpositionierung im Hinblick auf den Einsatz zur Positionierung der kinematischen Kette	57
Tabelle 5-4: Vergleichstabelle Nackenraster (Versuchsprotokoll/Realversuch) – Soll-Nackendifferenzwinkel (Simulationsmodell)	66
Tabelle 5-5: Messstellenvergleich der Thoracic Spine des positionierten Simulationsmodells und der präzisen Videoeinmessung	73
Tabelle 5-6: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens der Bestimmung der Thoraxinitialposition durch die Fusion der Einmesstechnik und der Geometrie des FE-Dummymodells	74
Tabelle 7-1: Lookup-Table der Nackensensitivität zur Fo2Ds-Umrechnung	93
Tabelle 8-1: Bahnberechnungsparameter der Kopfkinematik des Versuchs G3.1 und Einfluss der Optimierungsstrategie auf die Optimierungsparameter.....	102
Tabelle 8-2: Optimierungsparameter nach der Optimierung der Kopftrajektorie durch die Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik und deren Parametersensitivität beim Versuch G3.1	104
Tabelle 8-3: Detailanalyse Initialwinkel nach der Optimierung der Kopftrajektorie und Vergleich mit den Ausgangswerten der Standardeinmessung	104
Tabelle 8-4: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens zur Kopfkinematikbestimmung durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik	105
Tabelle 8-5: Einflussuntersuchung einzelner Parameter auf die Thoraxtrajektorie im Vergleich der Position bei 150ms durch gezielte Variation der Parameterwerte (Sensitivitätsanalyse)	111
Tabelle 8-6: Übersicht Optimierungsparameter	113
Tabelle 8-7: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens zur Thoraxkinematikbestimmung durch das Prinzip der kinematischen Kette.....	123
Tabelle 8-8: Übersicht der Genauigkeit des Verfahrens zur Fo2Ds-Umrechnung der theoretischen Abweichungen der Thoraxposition im Vergleich zur tatsächlichen Abweichung zur Videotrajektorie	126
Tabelle 9-1: Erfüllungsgrad der Anforderungen der neu entwickelten Methode zur Bestimmung der Thoraxkinematik mit dem Prinzip der kinematischen Kette beim HIII 50%	132