



Julia Wasserbacher, BSc.

Bewertung und Optimierung eines Analyseverfahrens zur Bestimmung
der Thorax Trajektorie eines HIII 50% Crashtest Dummys im
Frontalfahrzeugcrash

MASTERARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieurin

in der Studienrichtung Wirtschaftsingenieurwesen-Maschinenbau
Vertiefung Fahrzeugtechnik und -sicherheit

eingereicht an der

Technischen Universität Graz

Fakultät für Maschinenbau und Wirtschaftswissenschaften

Institut für Fahrzeugsicherheit (VSI) in Kooperation mit der Volkswagen AG

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

Betreuer: Dipl.-Ing. Jörg Moser (VSI)

Dr.-Ing. Karsten Raguse (Volkswagen AG)

Graz, Dezember 2017



EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG¹

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.

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.

Graz, am

.....

Unterschrift

¹ Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008;
Genehmigung des Senates am 01.12.2008

HINWEIS

Veröffentlichungen über den Inhalt der Arbeit sind nur mit schriftlicher Genehmigung der Volkswagen AG zugelassen. Die Ergebnisse, Meinungen und Schlüsse dieser Abschlussarbeit sind nicht notwendigerweise die der Volkswagen AG. Die vorliegende Arbeit ist nur den Mitarbeitern des Volkswagen Konzerns, den Korrektoren sowie den Mitgliedern des Prüfungsausschusses zugänglich zu machen. Eine Veröffentlichung oder Weitergabe der Abschlussarbeit, außer zur Bewertung im Rahmen der Master-Studienprüfung, außerhalb der Volkswagen AG ist nicht erlaubt.

Publications of the content of this thesis are not allowed without the prior written permission of Volkswagen AG. The results, opinions and conclusion of this thesis are not necessarily those of Volkswagen AG. This thesis shall only be made accessible to the employees of Volkswagen Group, the correctors and the members of the examination committee. Publication or forwarding the thesis, except evaluation within the Master-Examination, outside of the Volkswagen AG is not permitted.

DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie, insbesondere meinen Eltern und meiner Schwester, die mich während meines gesamten Studiums in jeglicher Hinsicht unterstützt und all meine Entscheidungen bekräftigt haben. Euer Rückhalt gab mir stets die notwendige Motivation, immer mein Bestes zu geben. Danke!

Weiterhin möchte ich ganz herzlich all jenen danken, die durch ihre fachliche und persönliche Unterstützung zum erfolgreichen Abschluss meines Studiums sowie zum Gelingen dieser Masterarbeit beigetragen haben:

Ein großer Dank gilt dabei meinem Betreuer, Herrn Dipl.-Ing. Jörg Moser, der mich immer motivierte und mit seinen Bemühungen einen wesentlichen Teil zum Erfolg meiner Masterarbeit beigetragen hat. Seine freundliche Hilfsbereitschaft galt dabei nicht nur dem inhaltlichen Teil der Arbeit, sondern er unterstützte mich auch bei sämtlichen organisatorischen Notwendigkeiten für die Durchführung der Arbeit.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Herrn Dr.-Ing. Karsten Raguse für die Betreuung meiner Masterarbeit von Seiten der Volkswagen AG, für seine Hilfe und die Anregungen zur Erstellung der Masterarbeit sowie für die sehr lehrreiche Zeit in Wolfsburg, in der ich viele neue Erfahrungen sammeln konnte.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr.techn. Wolfgang Sinz für die Vermittlung dieser interessanten Masterarbeit sowie der herzlichen Aufnahme in die Arbeitsgruppe am Institut für Fahrzeugsicherheit an der Technischen Universität Graz.

Meinen abschließenden Dank für die gute Zusammenarbeit richte ich an alle anderen Mitarbeiter der Volkswagen AG sowie des Instituts für Fahrzeugsicherheit an der Technischen Universität Graz, besonders aber an Herrn Dipl.-Phys. Peter Derpmann-Hagenström und Herrn Dr.rer.nat. Dipl.-Phys. Claas von Middendorff.

KURZFASSUNG

Die Kinematik einzelner Dummykomponenten im Crashtest liefert eine wichtige Information für die Analyse, Weiterentwicklung und Auslegung von Insassenrückhaltesystemen im Fahrzeug. Erprobte Verfahren zur Bestimmung von Starrkörpertrajektorien sind dabei die dreidimensionale Videoanalyse und numerische Integration von Winkelgeschwindigkeits- und Linearbeschleunigungssensordaten. Da wichtige Komponenten des Dummies in einem Fahrzeugcrashversuch von einzelnen Fahrzeugkomponenten (A-Säule, Airbag, Seitentür, etc.) teilweise oder ganz verdeckt werden, ist eine Bestimmung deren Trajektorien aus der Videoaufzeichnung meist nicht möglich. Mit den Messsignalen von Winkelgeschwindigkeits- und Linearbeschleunigungssensoren sind im Gegensatz dazu Messdaten über die gesamte Versuchsdauer vorhanden, die daraus berechneten Bahnkurven liegen jedoch nicht in ausreichender Genauigkeit vor. Eine Möglichkeit, um trotz der Nachteile beider Verfahren präzise Starrkörpertrajektorien im Fahrzeugversuch bestimmen zu können, liefert das SimbaV Prinzip, wonach eine Fusion der durchgehend vorhandenen elektrischen Messdaten mit den präzisen teilweise vorhandenen Messdaten der Videoaufzeichnung erfolgt. Da aufgrund der Seitentürverkleidung zu keinem Zeitpunkt Videodaten des Brustbereiches im Fahrzeugversuch vorhanden sind, ist die Anwendung dieses Verfahrens auf die Bestimmung der Kopfkinematik begrenzt. Um die Bestimmung von präzisen Thoraxtrajektorien zu ermöglichen, wurde ein neues Verfahren auf Basis des SimbaV Prinzips entwickelt, wo anstelle der optischen Messdaten die elektrischen Sensorsignale mit einem Finite-Elemente Simulationsmodell eines HIII 50% Crashtest Dummies fusioniert werden. Während das SimbaV Prinzip der Fusionierung von elektrischen mit optischen Messdaten anhand einer Vielzahl von Fahrzeugversuchen erfolgreich verifiziert wurde, gibt es für das SimbaV Prinzip zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik diesbezüglich noch keine Erfahrungswerte. Die zentrale Aufgabe dieser Arbeit liegt damit in der Untersuchung und Bewertung der Überführbarkeit dieses Verfahrens auf Fahrzeugversuche. Als Grundlage dienen dazu 86 Versuchsauswertungen eines HIII 50% Crashtest Dummies unterschiedlicher Konstellationen eines Frontalaufpralls. Aus einer Detailanalyse der ermittelten Thoraxtrajektorien resultiert, dass eine Bewertung der Thoraxkinematik getrennt nach dem jeweiligen Lastfall sowie der Sitzposition als Fahrer oder Beifahrer erfolgen muss, während eine weitere Kategorisierung nach Fahrzeuggeschwindigkeit bzw. Fahrzeugtyp vernachlässigt werden kann. Mit dieser Erkenntnis wurden zwei voneinander unabhängige Methoden zur Einstufung der Ergebnisse nach definierten Qualitätskriterien entwickelt. Eine dementsprechende Beurteilung sämtlicher Einzelergebnisse liefert für die Thoraxkinematik einen allgemeinen Optimierungserfolg von 87%, wobei rund 74% der Auswertungen innerhalb einer sehr guten Ergebnisqualität liegen. Durch die Anwendung von gezielten Verfahrensupdates kann der Optimierungserfolg auf 92% erhöht werden. Auf Basis der vorliegenden Resultate wurde eine „Best Practice“ zur Verfahrensanwendung für die Bestimmung der bestmöglichen Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch generiert.

ABSTRACT

The kinematics of individual dummy components in a crash test provides important information for analysis, further development and design of occupant restraint systems in a vehicle. Approved methods to determine trajectories of a rigid body are the three-dimensional video analysis and numerical integration of angular and linear acceleration sensor data. Since important components of the dummy are partially or completely hidden by particular vehicle components (A-pillar, Airbag, Side door, etc.) in a vehicle crash test, a determination of their trajectories out of video recording is generally not possible. With the measured signals of angular and linear acceleration sensors, data are available for the entire test duration, but the accuracy of the calculated trajectories is insufficient. A possible method for determining precise trajectories of a rigid body in a vehicle crash test is provided by the SimbaV principle where a combination of the continuously existing electrical measurement data with the precise partially available data of the video recording is performed. Due to the side door panel the chest area in a vehicle crash test is hidden at any time and, therefore, no video data are available and the application of this method is limited to the determination of the head kinematics. To enable the determination of precise thoracic trajectories, a new method has been developed based on the SimbaV principle where the electrical sensor signals are combined with a finite element simulation model of a HIII 50% crash test dummy instead of the optical measurement data. While the SimbaV principle with a fusion of electrical and optical measuring data has been verified successfully on a multitude of vehicle crash tests, there are no reference data and experiences for the application of the SimbaV principle to determine precise thoracic kinematics. The central task of this work, thus, is to investigate and evaluate the transferability of this method to vehicle tests. The basis for the examination are 86 experimental evaluations of a HIII 50% crash test dummy used in different constellations of a frontal impact. The detailed analysis of the determined thoracic trajectories reveals that an evaluation of the thoracic kinematics has to be carried out separately considering the respective load situation as well as the seat position, i.e. as a driver or passenger. A further categorization into vehicle speed or vehicle type can be neglected. With this knowledge, two independent methods have been developed to classify the results according to defined quality criteria. A corresponding assessment of all the individual results provides a general optimization success of 87% for the thoracic kinematics, with approximately 74% of the evaluations showing a very good result quality. By applying specific process updates, the optimization success can be increased to 92%. From the present results, a best practice for the determination of the most precise thoracic kinematics in a vehicle crash test has been generated.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
2	PROBLEMSTELLUNG	4
2.1	Verfahren zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeug	4
2.1.1	Trajektorienbestimmung mittels dreidimensionaler Filmanalyse	5
2.1.2	Trajektorienbestimmung mittels elektrischer Messtechnik	6
2.1.3	SimbaV Prinzip Methodenentwicklung	7
2.1.4	Gegenüberstellung der einzelnen Methoden mit Bewertung	9
2.2	Ziel	11
3	METHODIK	12
3.1	Prinzip der kinematischen Kette	12
3.1.1	Bestimmung der Initialposition und Initialbedingungen	13
3.1.2	Bestimmung präziser Kopfkinematik	15
3.1.3	Bestimmung präziser Thoraxkinematik	17
3.2	Frontalaufprallversuch	20
3.2.1	Frontalaufprall gegen starre Wand	21
3.2.2	Frontalaufprall gegen deformierbare Barriere	21
3.2.3	Versuchsauswahl	22
3.2.4	Entwicklungsmethodik	23
4	BEWERTUNG DER ERGEBNISQUALITÄT	25
4.1	Problemstellung der Ergebnisbewertung	25
4.2	Bewertungsgröße χ^2	25
4.3	Überführung der Bewertungsgröße χ^2 in relative Thoraxabweichung	27
4.3.1	Grundlagen zur Verfahrensentwicklung	27
4.3.2	Schritt 1 – Sensitivitätsanalyse	29
4.3.3	Schritt 2 – Parametervariation	31
4.3.4	Schritt 3 – Differenz- und Mittelwertbildung	33
4.3.5	Schritt 4 – Bestimmung der mathematischen Funktion	35
4.3.6	Bewertungsfunktionen	36
4.4	Fazit	37
5	VERIFIZIERUNG DES VERFAHRENS	38
5.1	Problemstellung der Verfahrensanwendung	38
5.2	Ergebnisanalyse	38
5.2.1	Initialpositionierung	38
5.2.2	Kopfkinematik	40
5.2.3	Thoraxkinematik	43
5.3	Detailanalyse	48
5.3.1	Bewertungsgruppen	48
5.3.2	Bewertungsmatrizen	62

5.3.3	Bewertung des Optimierungserfolgs	63
5.4	Fazit.....	66
6	OPTIMIERUNG DES VERFAHRENS	67
6.1	Problemstellung „Ausreißer“	67
6.2	Detailanalyse „Ausreißer“	67
6.4	Ansätze zur Ergebnisverbesserung.....	73
6.4.1	Thoraxwinkel um Z-Achse aus Kopfoptimierung.....	73
6.4.2	Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen	73
6.4.3	Reloop des Optimierungsergebnisses	74
6.5	Anwendung der Verbesserungsansätze.....	74
6.5.1	Thoraxwinkel um Z-Achse aus Kopfoptimierung.....	74
6.5.2	Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen	78
6.5.3	Reloop des Optimierungsergebnisses	79
6.6	Fazit.....	82
7	„BEST PRACTICE“ ZUR VERFAHRENSANWENDUNG	84
7.1	Ausschlusskriterien	84
7.2	Abfolge der Verfahrensanwendung	85
8	ZUSAMMENFASSUNG	89
9	AUSBLICK	91
10	LITERATURVERZEICHNIS	92
11	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	95
12	TABELLENVERZEICHNIS	97
13	ANHANG	99

1 EINLEITUNG

Im Jahr 2016 wurden 427 Menschen in Verkehrsunfällen auf österreichischen Straßen getötet. Gemessen mit den Datenerhebungen aus 1972, dem „schwärzesten Jahr“ seit Beginn der Aufzeichnungen, konnte die Zahl an Verkehrstoten in Österreich unter anderem durch die Einführung von Sicherheitssystemen auf knapp ein Siebentel reduziert werden, während sich die Zahl der zugelassenen Fahrzeuge von 2.5 Millionen auf 6.6 Millionen erhöht hat. Die Hauptursachen dieser Verkehrsunfälle sind dabei in gegebener Reihenfolge der Unachtsamkeit zufolge von Ablenkungen, überhöhten Geschwindigkeiten sowie der Missachtung von Verkehrsgesetzen zuzuschreiben. [BMI Österreich, 2017] Obwohl Europa weltweit gesehen die jährlich geringste Rate an Verkehrstoten verzeichnet, begründen diese Einflussfaktoren die Notwendigkeit, bestehende Standards hinsichtlich Sicherheitssystemen im Fahrzeug gezielt auf das Fehlverhalten der Verkehrsteilnehmer weiterzuentwickeln und damit verletzungsspezifische Auswirkungen im Falle einer unvermeidbaren Kollision zu minimieren. [WHO, 2015] Des Weiteren bringt der steigende Autonomisierungsgrad jeder neuen Fahrzeuggeneration komplexere Anforderungen an die Sicherheit der Insassen im Fahrzeug sowie immer strenger werdende gesetzliche Vorschriften für die Auslegung von Sicherheitssystemen mit sich. Mit der Herausforderung, die Verletzungsrate weiter zu verringern und Todesfälle gänzlich zu verhindern, gilt ein wesentlicher Fokus in der Automobilindustrie der stetigen Analyse und Verbesserung von Insassenschutzsystemen im Fahrzeug.

Um die Funktionalität und Wirksamkeit einzelner Sicherheitssysteme unter Unfallbedingungen evaluieren zu können, befasst sich ein großes Teilgebiet der Forschung und Entwicklung dieser Thematik mit der experimentellen Simulation. Dazu werden unter anderem Crashtests als Abbild eines bestimmten Verkehrsunfallgeschehens nach genormten Richtlinien durchgeführt. Mit dem zusätzlichen Einsatz von anthropometrischen Testpuppen als realitätsgetreue Nachbildung eines menschlichen Körpers können die auf den Insassen wirkenden Belastungen zufolge der jeweiligen Unfallkonstellation bestimmt werden. Diese Belastungen liefern als Kräfte, Momente und Beschleunigungen die Grundlage zur Bestimmung einer zu erwartenden Verletzungsschwere des Insassen und werden aus den aufgezeichneten Sensor-Messdaten der eingesetzten Crashtest Dummies gewonnen. [Kramer F., 2013] Um die Ursache für das Auftreten einer bestimmten Verletzungsschwere zu analysieren sowie einzelne Belastungsspitzen zuordnen zu können, ist es notwendig, Auskunft über das Bewegungsverhalten einzelner Dummy- und Fahrzeugkomponenten während des Unfallgeschehens zu erhalten. Für eine dreidimensionale Bewegungserfassung wird dazu der Crashtest von mehreren synchronen und meist extern positionierten Hochgeschwindigkeitskameras aufgezeichnet und in einer dreidimensionalen Videoanalyse ausgewertet. Mit der daraus ermittelten Kinematik des Dummies können in Folge kritische Abstände zu einzelnen Fahrzeugteilen ermittelt und daraus resultierend Rückhaltesysteme auf die Belastungen des Insassen in der Unfallabfolge bestmöglich ausgelegt werden. Des Weiteren dient die Information der Dummykinematik zur Validierung numerischer

Berechnungsmodelle und damit der Möglichkeit einer rein virtuellen Entwicklung von Rückhaltesystemen mit anschließender Verifizierung im zugehörigen Realversuch. [Gu L. et al., 2004] [Sinz W. et al., 2015] [Kramer F., 2013]

Aus der in Abbildung 1-1 dargestellten Bildsequenz in einem Frontalfahrzeugversuch ist ersichtlich, dass der Kopf durch das Eintauchen in den Airbag zum Teil verdeckt wird und die Seitentürverkleidung zu einer vollen Sichtverdeckung für den Brustbereich führt. Für den Kopf sind damit zumindest teilweise Videodaten für eine dreidimensionale Kinematikbestimmung vorhanden, eine Auswertung der Brustkinematik ist aufgrund der durchgängigen Sichteinschränkung jedoch zu keinem Zeitpunkt der Videoaufzeichnung möglich. [Raguse K. et al., 2012]



Abbildung 1-1: Problematik der Bestimmung der Dummykinematik mittels dreidimensionaler Filmanalyse im Crashtest [Moser J., 2017]

Da eine präzise Bestimmung der Dummykinematik aus der Videoaufzeichnung nur durch eine Erfassung von Starrkörpern im betrachteten System möglich ist, ergibt sich eine zusätzliche Problematik für die Bewegungsanalyse des Brustbereiches im Fahrzeugcrash. Während der Kopf in seiner Ausführung als einfacher Starrkörper behandelt werden kann, bildet das äußere Brustjacket (Gummihaut mit Schaumstoff) mit den Rippen ein verformbares System, wodurch eine Betrachtung des Brustbereiches als Starrkörper von außen nicht möglich ist. Diese Gegebenheit führt dazu, dass mittels Videoanalyse des Brustbereiches die geforderte Präzision für einen Einsatz in der Fahrzeugsicherheitsentwicklung, unabhängig von einer Sichtverdeckung, nicht erreicht wird. Die Detailansicht des konstruktiven Aufbaus von Kopf und Thorax eines HIII 50% Dummys befindet sich in Abbildung 1-2.

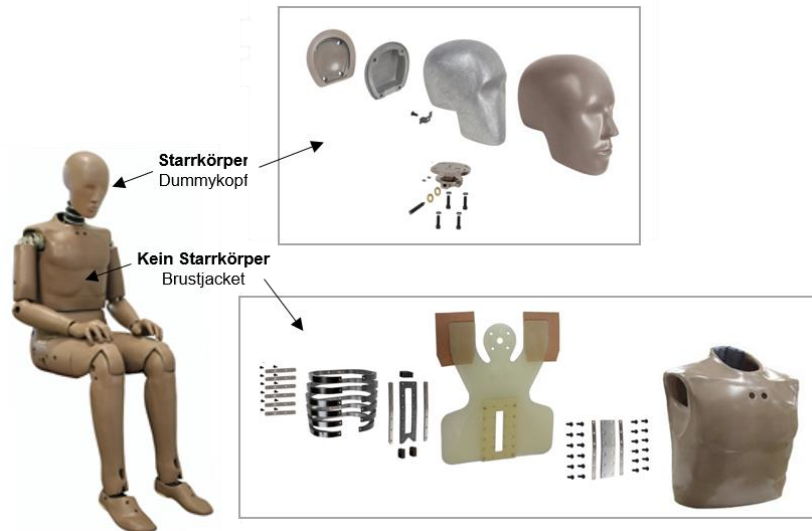


Abbildung 1-2: Aufbau eines HIII 50% Dummymodells [Humanetics, 2017b]

Die Thoracic Spine, dargestellt in Abbildung 1-3, bildet als Verbindungsglied von Kopf und Pelvis die zentrale Komponente im Dummythorax und ist in ihrem konstruktiven Aufbau als Starrkörper ausgeführt. Die damit einzige Möglichkeit, eine präzise Thoraxkinematik aus dem Bewegungsverlauf des Brustbereiches bestimmen zu können, ist die Verfolgung eines fixierten Punktes auf der Thoracic Spine. [Moser J., 2017] Mit einer vollständigen Sichtverdeckung durch das äußere Brustjacket ist eine Erfassung der Starrkörperbewegung mittels Filmaufzeichnung jedoch zu keinem Zeitpunkt gegeben.

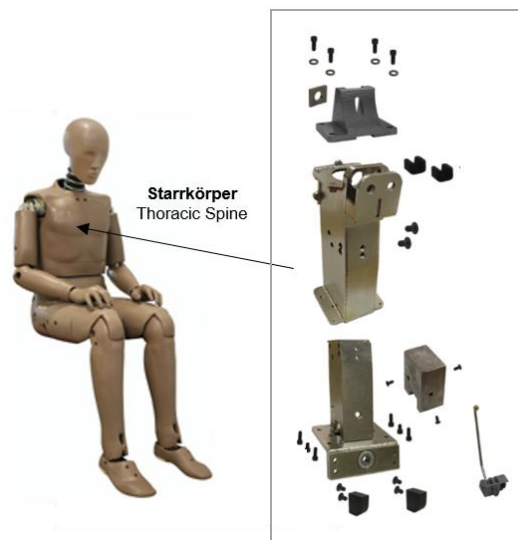


Abbildung 1-3: Aufbau der Thoracic Spine eines HIII 50% Dummymodells [Humanetics, 2017b]

Die zentrale Aufgabe dieser Arbeit liegt somit darin, eine Möglichkeit zur Erfassung der Starrkörperbewegung der Thoracic Spine zu finden, um darauf basierend eine präzise Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch bestimmen zu können.

2 PROBLEMSTELLUNG

Nach derzeitigem Stand der Wissenschaft gibt es eine Vielzahl an Möglichkeiten zur generellen Bestimmung von Starrkörpertrajektorien im Crashtest. Mit den gegebenen Problematiken einer vollständigen Sichtverdeckung des Brustbereiches sowie der Notwendigkeit der Erfassung eines Fixpunktes auf der Thoracic Spine eignen sich einzelne Verfahren jedoch nur bedingt für eine Bestimmung von Thoraxtrajektorien im Fahrzeugversuch.

Um eine präzise Trajektorie des Dummythorax generell bestimmen zu können, ergeben sich somit folgende Grundanforderungen für eine nachfolgende Analyse und Bewertung bestehender Verfahren:

- **Erfassung einer Starrkörpertrajektorie im Thorax:** Mit der Anwendung des Verfahrens ist es möglich, die Bewegung eines fixierten Punktes auf der Thoracic Spine des Dummys zu erfassen.
- **Hohe Genauigkeit:** Die ermittelten Starrkörpertrajektorien weisen eine hohe Genauigkeit mit Abweichungen innerhalb von einem Zentimeter im Vergleich zum Realversuch auf bzw. liefern eine Ergebnisqualität innerhalb der Toleranzgrenzen definierter Bewertungskriterien.
- **Durchgängige und hochaufgelöste dreidimensionale Kinematik:** Die Kinematik des erfassten Starrkörpers liegt in Form von dreidimensionalen hochaufgelösten Trajektorien durchgängig über die betrachtete Aufzeichnungsdauer vor.

Mit der zusätzlichen Anforderung einer Bestimmung der Thoraxkinematik gezielt im Fahrzeugversuch ergibt sich ein viertes Kriterium, welches für die Definition von Lösungsansätzen berücksichtigt werden muss:

- **Anwendung im Fahrzeugversuch:** Das Verfahren ist nachweislich für den Einsatz auf Fahrzeugversuche erprobt und erfordert in seiner Anwendung keinen erheblichen personellen, infrastrukturellen und in weiterer Folge finanziellen Mehraufwand.

2.1 Verfahren zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeug

Die folgende Analyse bestehender Verfahren zur Ermittlung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch betrifft aktuelle Standards, welche ausnahmslos bei der Volkswagen AG in dieser Form eingesetzt werden. Des Weiteren bezieht sich der dafür betrachtete Fahrzeugversuch ausschließlich auf einzelne Lastfälle in der Konstellation eines Frontalaufpralls sowie auf das dafür im Einsatz befindliche HIII 50% Dummymodell. Als etablierte Verfahren zur allgemeinen Kinematikbestimmung nach diesen Randbedingungen gelten folglich die dreidimensionale Videoanalyse, numerische Integration von Messdaten aus Winkelbeschleunigungs- und Linearbeschleunigungssensoren sowie kombinierte Verfahren auf Basis einer Fusion von einzelnen Methoden.

2.1.1 Trajektorienbestimmung mittels dreidimensionaler Filmanalyse

Die aktuell am häufigsten eingesetzte Methode zur Bestimmung präziser Bahnkurven aus dem Bewegungsverlauf eines Dummys ist die dreidimensionale Filmanalyse von Highspeed-Filmsequenzen aus Crashversuchen. Um die Dummykinematik überhaupt dreidimensional bestimmen zu können, müssen die für die Analyse gewünschten Bereiche zu jeder Zeit von mindestens zwei synchronen Highspeed-Kameras aus unterschiedlichen Perspektiven aufgezeichnet werden. [Gall J. et al., 2008] [Rosenhahn B. et al., 2007] Dazu werden in der Serienentwicklung standardmäßig Offboard-Kameras verwendet, welche außerhalb des Fahrzeuges stationär montiert sind. Die Auflösung der Bildsequenzen erfolgt in der Regel mit einer Frequenz von 1kHz. Die jeweilige Positionierung der einzelnen Kameras ist dabei entweder gesetzlich vorgegeben oder wird unternehmensintern im Rahmen der Versuchsdurchführung definiert. Am Beispiel des Frontalaufpralls in Abbildung 2-1 zeichnen die Kameras L1 bis L3 die linke Seite und R1 bis R3 die rechte Seite des Fahrzeuges auf, während eine Aufnahme der Bewegung von oben durch die Kameras O1 und O2 erfolgt. [Raguse K., 2007]

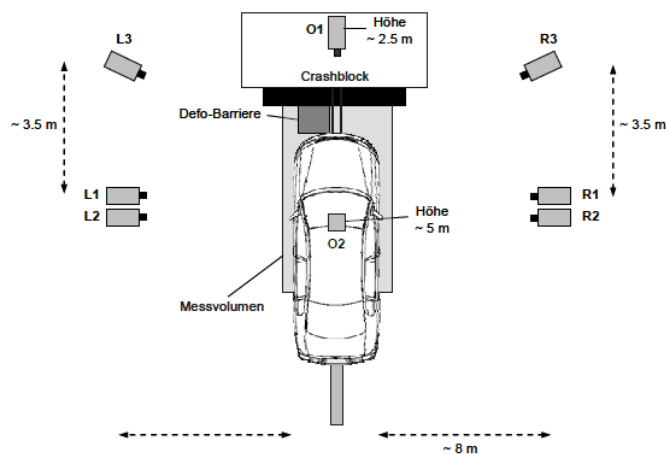


Abbildung 2-1: Kamerapositionen im Crashversuch [Raguse K., 2007]

Für eine nachfolgende Auswertung der Filmaufzeichnung werden einzelne Stellen am Fahrzeug bzw. Dummy mit Zielmarken, sogenannten Targets, versehen, womit anhand bestimmter photogrammetrischer Analyseverfahren und Objekterkennungsalgorithmen eine genaue Bestimmung der dreidimensionalen Bewegung möglich ist. Die dazu verwendeten Zielmarken bei der Volkswagen AG sind sogenannte MXT-5 bzw. DOT Zielmarken, dargestellt in Abbildung 2-2.

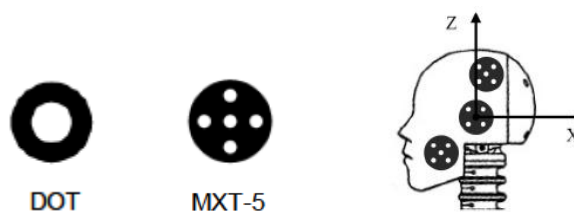


Abbildung 2-2: Zielmarken zur photogrammetrischen Auswertung [Raguse K., 2007]

Aktuell wird mit der standardmäßig eingesetzten photogrammetrischen Auswertung eine Genauigkeit in der Objektverfolgung mit Abweichungen von unter 5mm erreicht. [Raguse K., 2007] [Raguse K. et al., 2009] [Raguse K. et al., 2012] [Sinz W. et al., 2015]

Die generelle Bestimmung von Starrkörpertrajektorien mittels Offboard-Highspeedkamarasystemen erfüllt damit die Anforderungen hinsichtlich der hohen Genauigkeit sowie der Anwendung in Fahrzeugversuchen sehr gut. Da der Brustbereich im Fahrzeugcrash jedoch zu keinem Zeitpunkt von mindestens zwei Kameras erfasst werden kann, ist die Bestimmung einer hochaufgelösten Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch mit diesem Verfahren nicht möglich. Zusätzlich können Targets nur am Brustjacket des Dummys angebracht werden, wodurch in weiterer Folge keine Möglichkeit zur Erfassung eines Starrkörpers im Dummythorax gegeben ist.

2.1.2 Trajektorienbestimmung mittels elektrischer Messtechnik

Ein anderer, sehr häufig genutzter Ansatz, um die Kinematik von Starrkörpern zu bestimmen, ist die Berechnung der Bahnkurven durch numerische Integration von elektrischen Messdaten. Die aktuell dafür eingesetzten Messsysteme ermöglichen die Beschreibung einer sechs-DOF (Degrees Of Freedom) Bewegung des jeweiligen Starrkörpers entweder in Form von sechs linearen Translationsbeschleunigungssensoren oder durch die Integration von drei Gyrosensor- oder Winkelbeschleunigungssignalen in Kombination mit drei translatorischen Beschleunigungssensoren. [Sinz W. et al., 2010] [Sinz W. et al., 2015] [Moser J., 2017]

Da Gyro- bzw. Winkelgeschwindigkeitssensoren nicht zur standardmäßigen Instrumentierung eines HIII 50% Dummys gehören, wurde von der Volkswagen AG eigens ein Sensorpack für den Einsatz zur Kinematikanalyse entwickelt, worin 3-Achs-Winkelgeschwindigkeits- und 3-Achs-Linearbeschleunigungssensoren verbaut sind. Dieses Sensorpack (DTI-3106), dargestellt in Abbildung 2-3, gilt als Standardmesstechnik im operativen Betrieb der Volkswagen AG und wird bei jedem HIII 50% Dummy im Kopf und Thorax verbaut. Zur initialen Neigungsmessung befindet sich auf der Sensorplatte bzw. Thoracic Spine zusätzlich eine Tiltensorik (IES1402). [Moser J., 2017]

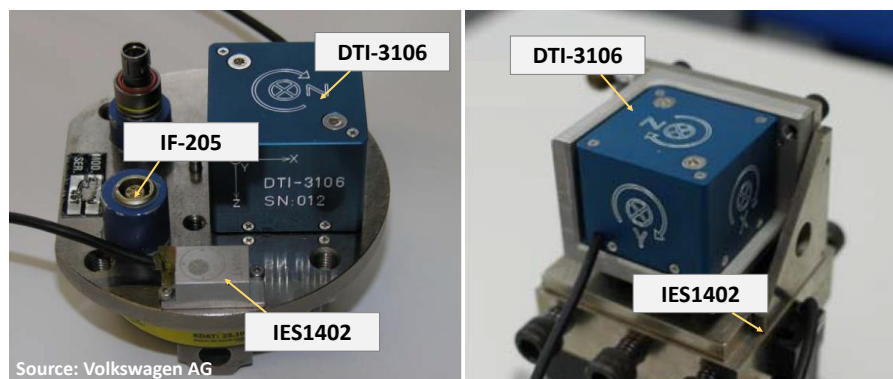


Abbildung 2-3: Sensorik eines HIII 50% Dummys im Kopf/Nacken (links) und Thorax (rechts) mit zusätzlichem DTI-3106 Sensorpack

Der Hauptverwendungszweck und damit die Auslegung der Sensorik für den Crashversuch dient im eigentlichen Sinne jedoch der Bewertung der Verletzungsschwere des Insassen durch eine Umrechnung der gemessenen Signale in biomechanische Kennwerte wie beispielsweise dem HIC (Head Injury Criterion) zur Bewertung der Verletzungswahrscheinlichkeit für den Kopf. Die direkt aus dem Versuch gewonnenen Messdaten liegen damit zwar in ausreichender Genauigkeit für dieses Anwendungsgebiet vor, eine Berechnung der Insassenkinematik mit diesen Messsignalen liefert jedoch Abweichungen der Bahnkurven von teils mehr als 10cm. Dies stellt einen erheblichen Nachteil dieses Verfahrens dar und ist auf Sensorfehler (z.B. Skalierungs- und Offsetfehler) und unbekannte bzw. nicht präzise bestimmbare Initialbedingungen zurückzuführen. Beispielsweise bewirkt eine Ungenauigkeit in der Initialwinkelbestimmung einer Achse von 0.5° eine Abweichung der berechneten Trajektorie von knapp zwei Zentimetern. [Rudd R. et al., 2006] [Un-chin P. et al, 2015] [Sinz W. et al., 2010] [Sinz W. et al., 2015]

Durch die bei der Volkswagen AG standardmäßige Ausstattung der Dummys mit der zur Kinematikbestimmung notwendigen Sensorik ist zwar die generelle Bestimmung der Thoraxtrajektorie eines Starrkörpers für jeden Fahrzeugversuch ohne zusätzlichen Mehraufwand möglich, die erreichbare Genauigkeit liegt jedoch nicht innerhalb des geforderten Bereiches von einem Zentimeter. Dadurch wird auch dieses Verfahren für den Einsatz zur präzisen Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch als ungeeignet eingestuft.

2.1.3 SimbaV Prinzip Methodenentwicklung

Am Institut für Fahrzeugsicherheit (VSI) an der Technischen Universität Graz wurde in Kooperation mit der Volkswagen AG eine Methodik zur simulationsbasierten Versuchsauswertung (SimbaV) entwickelt. [Sinz W. et al., 2015] Das Grundprinzip liegt dabei in einer Fusionierung der Vorteile einzelner etablierter Verfahren zur Bestimmung einer präzisen Dummykinematik.

Die Grundlage der Fusionierung liefert dabei immer die elektrische Messtechnik mit den berechneten Starrkörpertrajektorien aus den Sensordaten. Die berechneten Trajektorien werden durch eine mathematische Modellierung von physikalischen Einflussparametern, wie Sensorfehler oder Initiallagen, unter Zuhilfenahme der Zusatzinformationen des verbundenen Verfahrens in einem Optimierungsalgorithmus gezielt variiert, sodass die Abweichungen zu einer jeweils definierten Vergleichsgröße auf ein Minimum reduziert werden. Als Ergebnis des Optimierungsprozesses ergibt sich folglich eine verbesserte Starrkörpertrajektorie unter Neuinterpretation der vorliegenden Messdaten. [Sinz W. et al., 2010]

Nach aktuellem Stand der Technik ist im Rahmen der simulationsbasierten Versuchsauswertung eine Fusionierung der Messdaten aus der elektrischen Messtechnik mit den Videodaten aus der optischen Messtechnik sowie mit einem validierten Finite-Elemente Simulationsmodell möglich.

2.1.3.1 Fusion optische – elektrische Messtechnik

Durch die Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik werden die Vorteile der Bestimmbarkeit einer durchgängigen Trajektorie durch Integration der Messdaten aus Beschleunigungs- und Drehratensensoren mit der hohen Genauigkeit der dreidimensionalen Filmauswertung miteinander kombiniert. Für die erfolgreiche Fusionierung müssen daher sowohl Daten aus der elektrischen Messtechnik sowie zumindest teilweise Starrkörpertrajektorien aus der Videoanalyse vorhanden sein, was das Einsatzgebiet dieser Methodik auf die Bestimmung der Kopfkinematik begrenzt. [Sinz W. et al., 2015] Die Anwendung erfolgt mit einem eigens dafür entwickelten Verfahren, welches anhand von aufwendigen Methodenentwicklungsversuchen validiert und in einer Überführung auf eine Vielzahl von Crashversuchen mit variierender Versuchskonstellation verifiziert wurde. Die analysierten Methodenentwicklungsversuche liefern für die ausgewerteten Kopftrajektorien eine Genauigkeit mit Abweichungen zu den vorhandenen Videodaten von unter 8mm. [Klein E. et al., 2016] [Klein E., 2017] [Müller C., 2010] [Moser J., 2012] [Sinz W. et al., 2010] [Sinz W. et al., 2015] Mit gezielten Verfahrensupdates werden für Spezialversuche nach aktuellem Standard Kopftrajektorien mit einer Genauigkeit von 2-3mm erreicht. [Moser J., 2017]

Hinsichtlich der Kriterien einer hohen Genauigkeit sowie dem Vorhandensein von durchgängigen hochaufgelösten Starrkörpertrajektorien erfüllt dieses Verfahren die geforderten Kriterien sehr gut und kann auf Basis der standardmäßig aufgezeichneten Messdaten und dokumentierten Versuchsinformationen auch leicht auf Fahrzeugversuche in Einsatz gebracht werden. Da jedoch zu keiner Zeit Videoinformationen zum Bewegungsverlauf eines Thoraxstarrkörpers erfasst werden können, ist dieses Verfahren nicht für die Bestimmung der Thoraxkinematik einsetzbar.

2.1.3.2 Fusion Finite-Elemente-Simulation – elektrische Messtechnik

Da für die Thoracic Spine zu keinem Zeitpunkt Videodaten als Zusatzinformation vorhanden sind, wird für eine präzise Bestimmung der Kinematik die elektrische Messtechnik mit einem validierten Finite-Elemente Simulationsmodell fusioniert. Das Grundprinzip liegt dabei in einer Übertragung der berechneten Trajektorien aus der elektrischen Messtechnik auf das Simulationsmodell des im Realversuch eingesetzten Dummys entlang einer sogenannten kinematischen Kette von Kopf über Nacken hin zum Thorax. Die präzise Thoraxkinematik wird dabei ausgehend von einer bekannten Kopfkinematik des Dummys bestimmt. Durch die erzwungene Bewegungsvorgabe aus den elektrischen Messdaten ergeben sich bestimmte Nackenkräfte und –momente aus dem Simulationsoutput. Mit einer Variation der Thoraxbahn bei gleichbleibender Kopfbahn wird die gesuchte Thoraxkinematik im Umkehrschluss nach dem Kriterium einer minimalen Abweichung der Nackenkräfte und –momente des Simulationsmodells zu jenen des physischen Dummys ermittelt. [Moser J., 2017]

Eine Grundvoraussetzung für die Anwendung dieser Methodik liegt im Vorhandensein eines validierten Finite-Elemente Dummymodells mit einer exakten Abbildung des im Versuch

eingesetzten Realdummys sowie einer identen Nachstellung der Versuchsbedingungen. [Moser J., 2017]

Die Funktionalität dieser Methodik wurde anhand von speziell aufbereiteten Methodenentwicklungsversuchen nachgewiesen und in einer gezielten Anwendungsabfolge als eigenständiges Verfahren definiert. Der Aufbau dieser Methodenentwicklungsversuche basiert auf einem Beschleunigungsschlitten, welcher vom Stillstand entgegen der Fahrtrichtung beschleunigt wird. Der Dummy wurde dabei für die Versuchsdurchführung auf einem ECE R16-Sitz positioniert und als einziges Rückhaltesystem galt die Verwendung eines standardmäßig integrierten Gurtsystems. [FEE Fahrzeugtechnik EWG/ECE, 2002] [Kramer F., 2013] [Moser J., 2017] Bei den Dummys wurden zusätzlich die Arme, das Brustjacket und drei Rippen entfernt, um eine dreidimensionale Filmanalyse der Thoracic Spine für die Verfahrensverifizierung zu ermöglichen. Die ausgewerteten Versuche liefern dabei für die Thoraxkinematik eine Genauigkeit mit Abweichungen zu den vorhandenen Videodaten von durchschnittlich 5mm. [Moser J., 2017]

Die Anforderungen bezogen auf die Erfassung einer Starrkörperbewegung im Brustbereich des Dummys sowie einer durchgängig hochaufgelösten dreidimensionalen Kinematik werden durch das vorliegende Verfahren sehr gut erfüllt. Mit Abweichungen der ermittelten Thoraxtrajektorien aus der Methodenentwicklung von unter einem Zentimeter wird auch die geforderte Genauigkeit sehr gut erreicht. Der Aufbau der vorliegenden Methodenentwicklungsversuche unterscheidet sich jedoch sehr stark zu jenem in der serienmäßigen Fahrzeugentwicklung, wodurch eine direkte Übertragung der vorliegenden Genauigkeiten auf Fahrzeugversuche nicht möglich ist. [Moser J., 2017] Des Weiteren wurde das Verfahren nach aktuellem Stand der Wissenschaft noch nicht auf Fahrzeugversuche in Anwendung gebracht, womit keine Informationen zu einer diesbezüglichen Überführbarkeit der Funktionalität vorliegen.

2.1.4 Gegenüberstellung der einzelnen Methoden mit Bewertung

Tabelle 2-1 zeigt eine Gegenüberstellung und Bewertung aller im Detail betrachteten Methoden hinsichtlich der geforderten Kriterien zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik im Frontalfahrzeugversuch.

Problemstellung

Tabelle 2-1: Bewertung einzelner Methoden zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch

	Erfassung einer Starrkörperbewegung im Brustbereich	Hohe Genauigkeit	Durchgängige hochaufgelöste 3D-Kinematik	Anwendung im Fahrzeugversuch
Dreidimensionale Filmauswertung	-	+	-	+
Elektrische Messtechnik	+	-	+	+
SimbaV Prinzip	Fusion optische - elektrische Messtechnik	-	-	+
	Fusion FE-Simulation - elektrische Messtechnik	+	+	-

+... erfüllt das Kriterium sehr gut

- ... erfüllt das Kriterium nicht

Die generelle Problematik bei der Bestimmung von Thoraxtrajektorien aus der dreidimensionalen Filmauswertung im Fahrzeugversuch liegt in der vollständigen Sichtverdeckung des Brustbereiches durch die Türverkleidung. Zusätzlich ist die Erfassung der Thoracic Spine als geforderter Starrkörper zur präzisen Kinematikbestimmung auch ohne Sichtverdeckung nicht möglich, da für die Thoracic Spine zu keinem Zeitpunkt Videodaten vorliegen. Durch die numerische Integration von Messsignalen aus der bei der Volkswagen AG standardmäßig verbauten Crashmesstechnik im Dummy können zwar durchgängige hochaufgelöste dreidimensionale Starrkörpertrajektorien des Dummythorax ermittelt werden, die geforderte Genauigkeit von einem Zentimeter wird aber nicht erreicht. Eine Fusion von optischer und elektrischer Messtechnik nach dem SimbaV Prinzip liefert im Allgemeinen sehr präzise Starrkörpertrajektorien, aufgrund der fehlenden Videodaten der Thoracic Spine ist die Anwendung auf den Dummythorax jedoch nicht möglich. Im Gegensatz dazu erfüllt das Prinzip der Fusionierung des Finite-Elemente-Dummymodells mit den Sensordaten aus der elektrischen Messtechnik die Anforderungen einer dreidimensionalen hochaufgelösten und durchgängigen Kinematik der Thoracic Spine sowie einer hohen Genauigkeit im Hinblick auf die Methodenentwicklungsversuche sehr gut. Das Verfahren wurde bisher jedoch nicht auf Fahrzeugversuche in Anwendung gebracht, wodurch diesbezüglich keine Erfahrungswerte hinsichtlich einer Überführbarkeit bzw. erreichbaren Ergebnisqualität vorliegen.

2.2 Ziel

Auf Basis der Bewertung der vorliegenden Verfahren werden nach aktuellem Stand der Wissenschaft von keinem alle vier definierten Anforderungen zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch vollständig erfüllt.

Da mit dem Prinzip der Fusion von elektrischer Messtechnik mit einem Finite-Elemente Simulationsmodell die drei grundlegenden Kriterien zur generellen Bestimmung der Thoraxkinematik sehr gut erfüllt werden, wird das daraus abgeleitete SimbaV Verfahren als Ausgangspunkt für die Untersuchung der Bestimmbarkeit der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch gewählt.

Das Ziel dieser Arbeit liegt damit in der Analyse, Bewertung und anschließenden Optimierung des Verfahrens, sodass die Thoraxkinematik eines HIII 50% Crashtest Dummys im Frontalfahrzeugversuch unter Erfüllung der drei Grundanforderungen bestmöglich bestimmt werden kann.

3 METHODIK

Dieses Kapitel befasst sich mit den allgemeinen Grundlagen der zur Durchführung dieser Arbeit eingesetzten Methodik. Sämtliche Definitionen für die Anwendung des gewählten SimbaV Verfahrens einer Fusion der elektrischen Messtechnik mit einem Finite-Elemente Simulationsmodell werden dabei aus [Sinz W. et al., 2010] [Sinz W. et al., 2015] und [Moser J., 2017] herangezogen.

3.1 Prinzip der kinematischen Kette

Die Anwendung des SimbaV Verfahrens zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik erfolgt schrittweise in drei Einzelstufen. Die generelle Abfolge der drei Einzelstufen basiert auf dem Prinzip einer kinematischen Kette, bei der ausgehend von einer Kopftrajektorie auf die Thoraxtrajektorie geschlossen wird. Der detaillierte Ablauf nach [Moser J., 2017] ist in Abbildung 3-1 dargestellt.

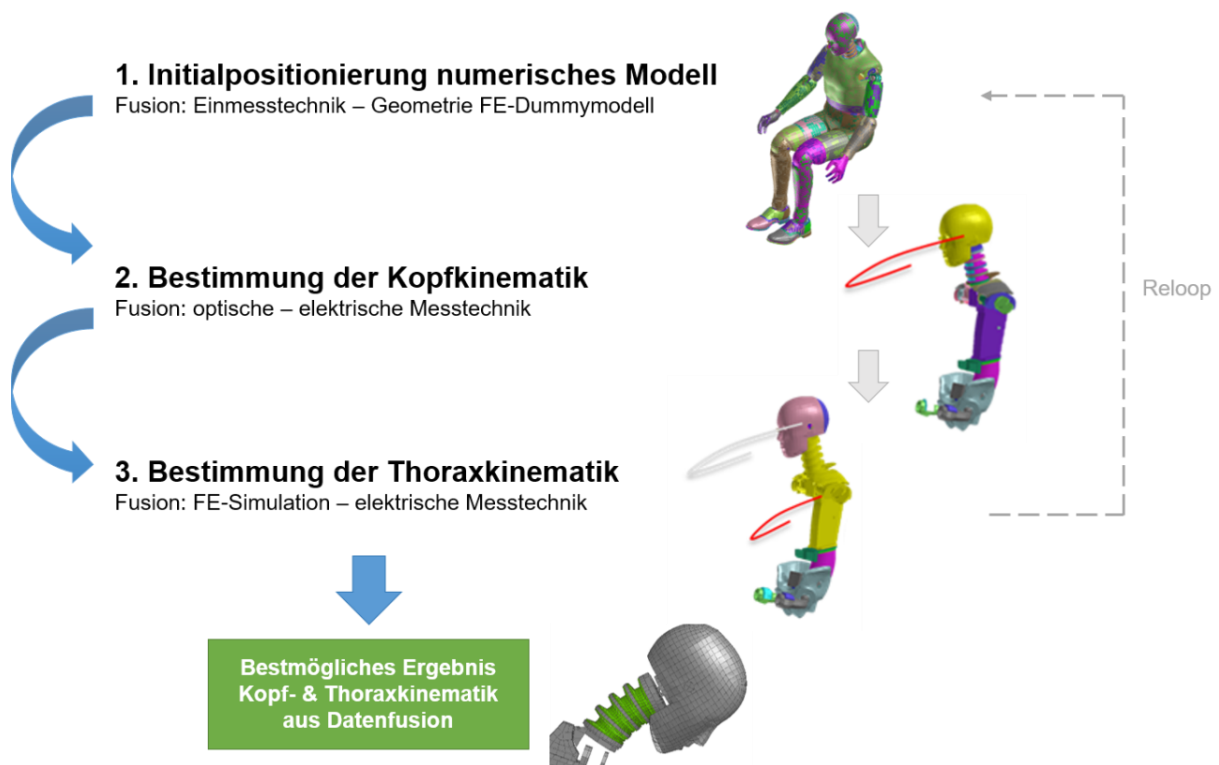


Abbildung 3-1: Ablaufschema des dreistufigen Verfahrens mit Aufbau der kinematischen Kette

Im ersten Schritt erfolgt die Initialpositionierung des Finite-Elemente Simulationsmodells, worin aus den Initialbedingungen der Versuchsdurchführung die Ausgangslage von Kopf und Thorax für die Fusionierung mit den elektrischen Messdaten definiert wird. Im zweiten Schritt wird die präzise Kopfkinematik durch die Fusionierung der berechneten Bahnkurven aus den elektrischen Messdaten mit den Videodaten ermittelt. Im dritten Schritt wird auf Basis der präzise bestimmten Kopftrajektorien die zugehörige Thoraxkinematik nach dem Prinzip der

kinematischen Kette durch die Fusionierung der elektrischen Messdaten mit dem Finite-Elemente Simulationsmodell bestimmt. Dieser letzte Schritt in der Verfahrensabfolge kann je nach Bedarf beliebig oft wiederholt werden, beispielsweise, wenn sich die Initialposition des Simulationsmodells im Optimierungsprozess ändert.

3.1.1 Bestimmung der Initialposition und Initialbedingungen

Die Bestimmung der Initialposition im ersten Verfahrensschritt dient einer bestmöglichen Positionierung des Simulationsmodells vor der Bewegung sowie der Beschreibbarkeit dieser Bewegung in einem globalen, raumfesten Koordinatensystem. Die Initialpositionierung im Rahmen der Verfahrensanwendung beschränkt sich dabei auf den als Starrkörper ausgeführten Dummykopf, die verformbaren Übergangselemente des Nackens sowie die als Starrkörper ausgeführte Thoracic Spine.

Für die Kinematikbestimmung ist die Initialpositionierung des Kopfes und Thorax von zentraler Bedeutung, da Ungenauigkeiten und daraus resultierende Fehler durch die Abhängigkeiten direkt auf jeden nachfolgenden Verfahrensschritt und damit auf die Thoraxkinematik übertragen werden. Die erreichbare Genauigkeit der Thoraxtrajektorien ist damit bereits durch die Genauigkeit der Kopftrajektorie beschränkt.

3.1.1.1 Definition der Koordinatensysteme zur Bewegungsanalyse

Um vergleichbare Aussagen mehrerer Versuche zu erhalten, wird ein Crashtest Dummy im jeweiligen Lastfall nach definierten Abläufen und unter festgelegten Regeln positioniert. Da für die einzelnen Messgrößen und Sensorsignale ein Bezugssystem der jeweiligen Größe benötigt wird, werden die Initialdaten auf unterschiedliche Koordinatensysteme referenziert. Die Einmessdaten aus der Filmauswertung werden dabei in einem globalen, raumfesten Inertialsystem, dem sogenannten Hallenkoordinatensystem (H-System), ausgegeben, während im Gegensatz dazu die Sensordaten der elektrischen Messtechnik im lokalen, körperfesten SAE Dummy-Koordinatensystem nach der SAE J1733 Norm [SAE, 1994] vorliegen. Für die Bestimmung der Dummykinematik nach dem Verfahren der kinematischen Kette wird ein gemeinsames Bezugssystem, das globale Dummykinematiksystem (DK-System) verwendet. Dieses Koordinatensystem ist ein raumfestes System und bezieht sich auf den Ursprung des Hallen-Koordinatensystems.

Die Ausrichtung der einzelnen Koordinatensysteme, lokal und global, ist in Abbildung 3-2 dargestellt. Für die richtungsspezifische Illustration des DK-Systems werden die Größen in X-Richtung in Rot, in Y-Richtung in Grün und in Z-Richtung in Blau beschrieben. Die Richtung der X-Achse verläuft dabei global gesehen in Fahrtrichtung der Versuchsdurchführung, die Y-Richtung seitlich nach links und die Z-Richtung nach oben.

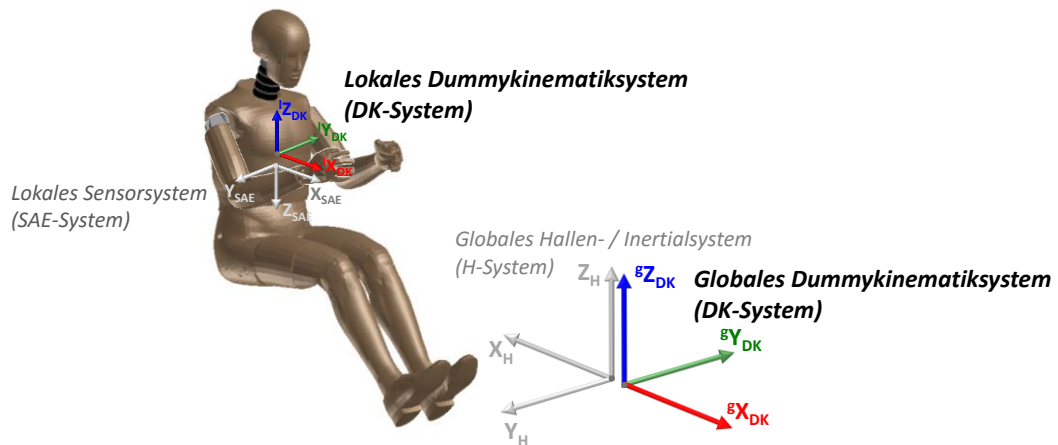


Abbildung 3-2: Bezugssysteme der Einmessdaten (lokal und global) [Moser J., 2017]

3.1.1.2 Einmessdaten

Für die Initialpositionierung des Dummykopfes werden die Lage des Kopfschwerpunktes sowie die Kopforientierung aller drei Koordinatenrichtungen benötigt. Diese Einmessdaten werden im Standardfahrzeugversuch aus der dreidimensionalen Filmanalyse des Starrkörpers bestimmt.

Da die Initialposition des Thorax im standardmäßigen Fahrzeugversuch nicht über die dreidimensionale Filmanalyse bestimmt werden kann, werden die Initialdaten aus der in der Thoracic Spine verbauten Tiltsensorik sowie auf Basis der geometrischen Zusammenhänge des Simulationsmodells mit dem Realdummy ermittelt. Mit der Tiltsensorik kann dabei die Orientierung um die X- und Y-Achse im SAE-System gemessen werden, eine Erfassung des Winkels um die Z-Achse ist aufgrund des Messprinzips jedoch nicht möglich. Unter Annahme einer vernachlässigbaren Verdrillung des Nackens sowie Relativverdrehung zwischen Kopf und Thorax wird dieser Winkel direkt aus der Kopfeinmessung übernommen.

Die Genauigkeit der Initialposition des Dummy-Simulationsmodells steht damit in direktem Zusammenhang mit der Genauigkeit der Einmessdaten.

3.1.1.3 Initialbedingungen

Zusätzlich geforderte Initialbedingungen zur Bestimmung der Dummykinematik beziehen sich auf die Initialgeschwindigkeit des Dummys sowie den Zeitversatz zwischen optischer und elektrischer Messtechnik aus der Versuchsdurchführung.

Die Initialgeschwindigkeit ergibt sich aus der Geschwindigkeit des Fahrzeuges unmittelbar vor dem Crash (Zeitpunkt T_0) und wird mittels Lichtschranke gemessen und dokumentiert. Wird davon ausgegangen, dass keine Relativbewegung zwischen Dummy und Fahrzeug vorliegt, so ist diese Initialgeschwindigkeit auch für den Dummy gültig.

Da die einzelnen Messsysteme in einem Crashversuch auf unterschiedlichen Aufzeichnungsfrequenzen basieren, ergibt sich ein Zeitversatz zwischen optischer und elektrischer Messtechnik, der einen erheblichen Einfluss auf die Genauigkeit in der Bestimmung der Dummykinematik hat. Dieser Zeitversatz wird mittels Synchronometer gemessen und für die nachfolgende Versuchsauswertung dokumentiert. Der ermittelte Zeitversatz wird als Offset Time (OT) in die Verfahrensanwendung übernommen.

3.1.2 Bestimmung präziser Kopfkinematik

Die Grundlage für die Bestimmung von präzisen Kopftrajektorien liefert das SimbaV Prinzip mit einer Fusion von elektrischer und optischer Messtechnik. Das aktuell dafür im Einsatz befindliche Verfahren basiert auf den Grundlagen von [Sinz W. et al., 2010] mit einem Verfahrensupdate nach [Sinz W. et al., 2015] und [Moser J., 2017]. Der schematische Ablauf befindet sich in Abbildung 3-3.

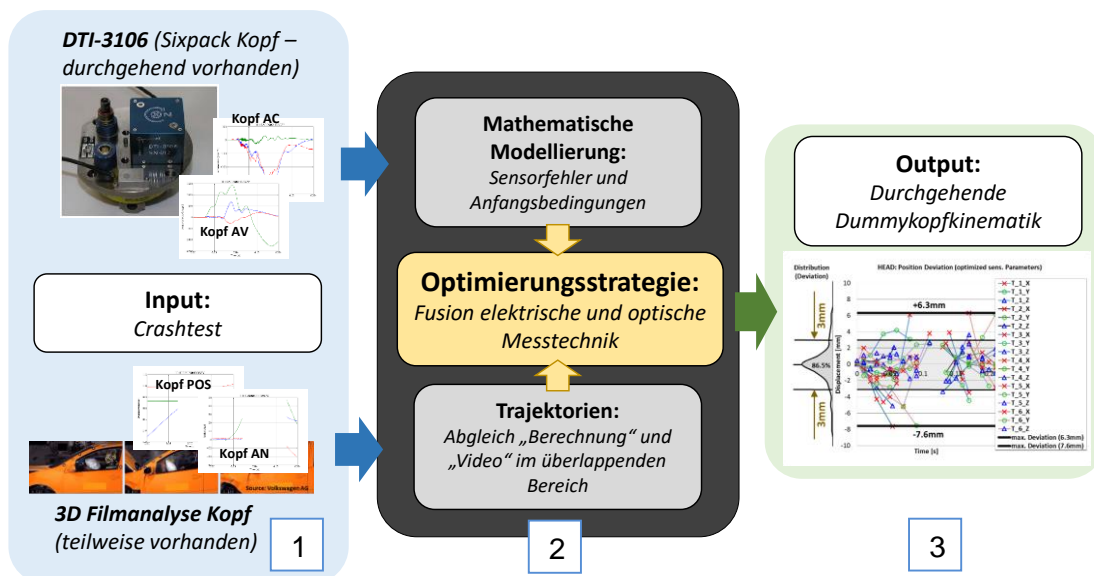


Abbildung 3-3: SimbaV Prinzip zur Bestimmung präziser Kopfkinematik [Sinz W. et al., 2015] [Moser J., 2017]

Den Input für die Verfahrensanwendung liefert die dreidimensionale Kopftrajektorie aus der numerischen Integration der Messsignale von je drei axialen Linearbeschleunigungs- (AC) und Winkelgeschwindigkeitssensoren (AV) im Sensormesspunkt des Dummykopfes in Abhängigkeit der Initialbedingungen (Initialgeschwindigkeit, Initialposition und Initialwinkel) sowie die präzise, teilweise vorhandene Kopftrajektorie aus der dreidimensionalen Filmanalyse (1). Mit einer mathematischen Modellierung der fehlerüberlagerten Messsignale und Initialbedingungen aus dem Fahrzeugversuch und den Kopftrajektorien aus der Filmanalyse werden folglich beide Verfahren in einer Optimierungsstrategie miteinander fusioniert (2). Zu Beginn des Optimierungsprozesses wird eine Ausgangsrechnung durchgeführt, wobei die Kopfkinematik ohne Berücksichtigung von Sensorfehlern aus den Sensorsignalen sowie mit den Initialdaten der Einmessung berechnet wird. Ausgehend davon werden die definierten Berechnungsparameter aus der mathematischen Modellierung in ihrer

Reihenfolge dem Optimierungsalgorithmus entsprechend optimiert und als optimiertes Parameterset für den nächsten Loop ausgegeben. Ein Loop des Parametersets wird so lange wiederholt, bis ein festgelegtes Abbruchkriterium erreicht wird oder eine stabile Lösung mit keiner weiteren Veränderung der einzelnen Parameterwerte vorliegt. Als Bewertungskriterium im Optimierungsprozess gilt die kombinierte Betrachtung der quadrierten Positions- und Winkelabweichungen der Starrkörperkinematik als Summe der quadrierten Abweichungen. Output des Verfahrens ist folglich eine durchgehende, präzise Dummykopfkinematik auf Basis von neuinterpretierten Sensorsignalen (3).

Die einzelnen Optimierungsparameter mit ihrer Reihenfolge im Optimierungsprozess nach [Sinz W. et al., 2010] und [Sinz W. et al., 2015] sowie die zugehörigen Grenzen aus dem Verfahrensupdate nach [Moser J., 2017] sind nachfolgend in Tabelle 3-1 aufgelistet:

Tabelle 3-1: Optimierungsparameter, Reihenfolge und Grenzwerte im Optimierungsprozess zur Bestimmung der Kopfkinematik

Optimierungsparameter & Reihenfolge SimbaV Verfahren Kopfkinematik					Grenzen Min	Grenzen Max
Anfangs- bedingungen	Initialwinkel	X	[°]	1	-	-
		Y	[°]	2	-	-
		Z	[°]	3	-	-
	Initialgeschwindigkeit	X	[m/s]	4	10	20
		Y	[m/s]	5	-	-
		Z	[m/s]	6	-	-
Sensorfehler	Skalierung AC-Signale	X	[%]	7	90	110
		Y	[%]	8	90	110
		Z	[%]	9	90	110
	Skalierung AV-Signale	X	[%]	10	90	110
		Y	[%]	11	90	110
		Z	[%]	12	90	110
Versuchs- parameter	Zeitversatz Messtechnik	OT	[ms]	13	-	-

In Summe ergeben sich dabei 13 einzelne Berechnungsparameter, bestehend aus Sensorfehlern, Anfangsbedingungen und dem Zeitversatz der elektrischen zur optischen Messtechnik. Die Grenzen für die Skalierung der AC- und AV-Signale im Optimierungsprozess sind dabei mit +/- 10% festgelegt, während die Initialwinkel und Offset Time in ihrer Variation keine Begrenzung erfahren. Die Initialgeschwindigkeit in X-Richtung wird für die Optimierung mit einem Minimum von 10m/s und einem Maximum von 20m/s begrenzt. Als Abbruchkriterium für den Optimierungsprozess der Kopfkinematik steht eine maximale Anzahl von 500 Iterationsdurchgängen der Parametersets. Wird innerhalb dieser Anzahl an Loops keine

stabile Lösung erreicht, so wird das Endergebnis nach dem letzten Loop als bestmögliche Lösung für die vorliegende Kopfkinematik ausgegeben.

Nach aktuellem Verfahrensstandard werden Kopftrajektorien im Fahrzeugversuch mit einer Genauigkeit innerhalb von einem Zentimeter erreicht [Raguse K., 2007] [Raguse K. et al., 2009] [Sinz W. et al., 2015]. Eine weitere Möglichkeit zur Ergebnisplausibilisierung neben der Kontrolle der Bahnkurvenabweichungen liegt in der Überprüfung der optimierten Parameterwerte und Sensorsignale hinsichtlich Sensor-Kalibrierengenauigkeiten und Erfahrungswerten.

3.1.3 Bestimmung präziser Thoraxkinematik

Die Grundlage für die Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik liefert das SimbaV Prinzip mit einer Fusion von elektrischer Messtechnik mit einem Finite-Elemente Simulationsmodell. Das Ablaufschema des Grundprinzips der Fusionierung nach [Moser J., 2017] ist in Abbildung 3-4 dargestellt.

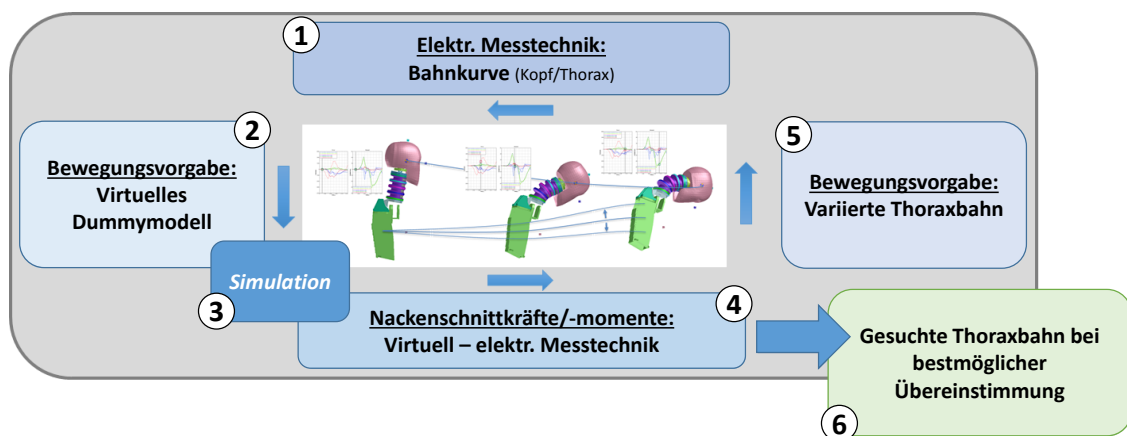


Abbildung 3-4: SimbaV Prinzip zur Bestimmung präziser Thoraxkinematik [Moser J., 2017]

Den Input zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik über die kinematische Kette liefern einerseits die optimierten Kopfbahnkurven aus der zuvor durchgeführten Fusionierung der elektrischen und optischen Messtechnik sowie die berechneten Thoraxbahnkurven aus den in der Thoracic Spine verbauten axialen Linearbeschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssensoren (1). Diese berechneten Bahnkurven werden als Bewegungsvorgabe auf das virtuelle Dummymodell aufgebracht (2) und erzeugen als Systemantwort der Simulation virtuelle Schnittkräfte- und momente im Nacken (3). Ein Vergleich dieser Nackenschnittkräfte und –momente mit jenen der elektrischen Messtechnik, liefert ein Maß für die Übereinstimmung der realen Thoraxkinematik mit jener des Simulationsmodells (4). Mit der Variation der Thoraxbahn im Optimierungsprozess anhand der mathematisch modellierten Sensorfehler und Initialbedingungen der Thoracic Spine erfolgt unter der Bedingung einer gleichbleibenden Kopfbahn eine Änderung der Thoraxtrajektorie und daraus resultierend auch der Nackenkräfte und –momente im Simulationsmodell (5).

Stimmen die Kräfte und Momente aus dem Simulationsoutput bestmöglich mit jenen aus der elektrischen Messtechnik überein, so entspricht die Thoraxbahn aus der Simulation bestmöglich der gesuchten Thoraxbahn aus dem Realversuch. Die durchgängige und dreidimensionale Thoraxkinematik kann in weiterer Folge direkt als Output der Systemantwort des Simulationsmodells ausgegeben werden (6). Mit den zugehörigen neuinterpretierten Sensordaten aus dem Optimierungsprozess wird folglich eine Neupositionierung des Simulationsmodells durchgeführt. Dieses repositionierte Simulationsmodell liefert die Grundlage für den weiteren Einsatz zur virtuellen Entwicklung von Sicherheitskomponenten.

Der generelle Ablauf im Optimierungsprozess zur Bestimmung der Thoraxkinematik nach [Moser J., 2017] ist nachfolgend in Abbildung 3-5 beschrieben.

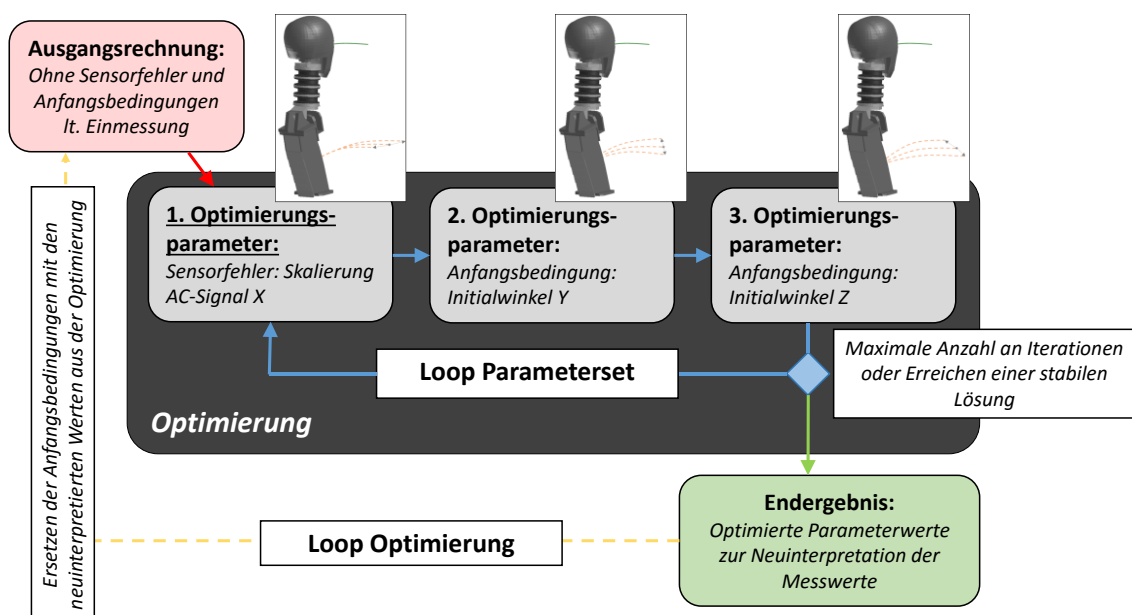


Abbildung 3-5: Ablauf des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der bestmöglichen Thoraxkinematik [Moser J., 2017]

Zu Beginn des Optimierungsprozesses wird wiederum eine Ausgangsrechnung durchgeführt, wo die Thoraxkinematik ohne Berücksichtigung der Sensorfehler mit den Initialdaten der Einmessung sowie der optimierten Kopftrajektorien berechnet wird. Basierend auf dieser Ausgangsrechnung werden die einzelnen definierten Berechnungsparameter in ihrer Reihenfolge dem Optimierungsalgorithmus entsprechend optimiert und als optimiertes Parameterset in den nächsten Loop übergeben. Dieser Loop des Parametersets wird wiederum so lange wiederholt, bis ein festgelegtes Abbruchkriterium erreicht wird oder eine stabile Lösung mit keiner weiteren Veränderung der einzelnen Parameterwerte vorliegt. Im Optimierungsprozess der Thoraxkinematik dient dazu als Abbruchkriterium eine maximale Anzahl von fünf Iterationsdurchgängen. Wird innerhalb dieser fünf Loops des Parametersets keine stabile Lösung erreicht, so wird das Endergebnis nach dem fünften Loop als bestmögliche Lösung für die vorliegende Thoraxkinematik ausgegeben. Das

Bewertungskriterium für den Optimierungsprozess der Thoraxkinematik bildet eine kombinierte Betrachtung der quadrierten Kraft- und Momentabweichungen im Dummynacken als Summe der quadrierten Abweichungen.

Die einzelnen Berechnungsparameter wurden in einer Sensitivitätsanalyse der Methodenentwicklungsversuche bestimmt und sind in Tabelle 3-2 mit den zugehörigen Grenzen in ihrer Reihenfolge aufgelistet [Moser J., 2017]:

Tabelle 3-2: Optimierungsparameter, Reihenfolge und Grenzwerte im Optimierungsprozess zur Bestimmung der Thoraxkinematik

Optimierungsparameter & Reihenfolge SimbaV Verfahren Thoraxkinematik					Grenzen Min	Grenzen Max
Sensorfehler	Skalierung AC-Signale	X	[%]	1	90	110
Anfangs- bedingungen	Initialwinkel	X	[°]	2	-	-
		Y	[°]	3	-	-

Als Berechnungsparameter für den Optimierungsprozess der Thoraxkinematik dienen die Skalierung des translatorischen Beschleunigungssignals in X-Richtung (SACX) sowie die beiden Thorax-Initialwinkel in Y- und Z-Richtung, während die beiden Initialwinkel in ihrer Variation keiner Begrenzung unterliegen.

Eine Plausibilitätskontrolle des Optimierungsergebnisses kann durch Überprüfung der Werte der optimierten Sensor- und Initialbedingungsfehler hinsichtlich Sensor-Kalibrierengenauigkeiten und Erfahrungswerten durchgeführt werden. Für eine Ergebnisplausibilisierung der Initialpositionierung kann die Stellung der Nackenraste aus dem Realversuch mit jener des Simulationsmodells abgeglichen werden. Die Nackenraste verbindet den Nacken mit der Thoracic Spine und dient dazu, die Ausrichtung des Kopfes hinsichtlich gesetzlicher Regulierungen für die Versuchsdurchführung anzupassen. Eine Verstellung der Nackenraste ist beispielsweise dann notwendig, wenn eine geforderte Ausrichtung des Kopfes zufolge spezieller Sitzgeometrien nicht innerhalb des Toleranzbereiches liegt. Die Stellung der Nackenraste beschreibt den Nackendifferenzwinkel um eine lokale Y-Achse zwischen Kopf und Thorax im Drehgelenkspunkt nach dem lokalen SAE-System und wird aus der Versuchsdokumentation gewonnen. Im Simulationsmodell ergibt sich diese Information aus der Ausrichtung des Kopfes zum Thorax durch die jeweiligen Initialwinkel aus den Einmessdaten.

Die Wertetabelle für die Umrechnung des Nackendifferenzwinkels des Realdummys auf das Simulationsmodell befindet sich in Abbildung 3-6.

Vergleichstabelle Nackenraste			
Nackenraste Realdummy		Nackenraste Simulationsmodell	
Stellung	φ lt. Versuchsprotokoll	Relativverdrehung	Toleranzbereich
Zusatzstellung	15°	-10°	-12° bis -8°
Max. Raster [7]	17°	-8°	-10° bis -6°
	19°	-6°	-8° bis -4°
	21°	-4°	-6° bis -2°
	23°	-2°	-4° bis 0°
Neutrale Stellung [0]	25°	0°	-2° bis +2°
	27°	+2°	0° bis +4°
	29°	+4°	+2° bis +6°
	31°	+6°	+4° bis +8°
Min. Raster [7]	33°	+8°	+6° bis +10°

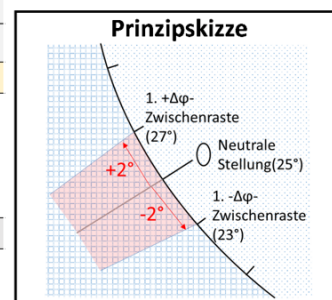


Abbildung 3-6: Zusammenhang des Nackendifferenzwinkels von Realdummy und Simulationsmodell [Moser J., 2017]

Liegt dieser Winkel nicht innerhalb des definierten Toleranzbereiches von $\pm 2^\circ$, so muss das Simulationsmodell mit den optimierten Einmessdaten und Initialbedingungen des Kopfes und Thorax aus der standardmäßigen Verfahrensanwendung neupositioniert werden. Mit der Neupositionierung wird folglich eine erneute Optimierung der Thoraxkinematik nach dem zuvor beschriebenen SimbaV Prinzip (Reloop) durchgeführt.

Eine Kontrolle hinsichtlich der Abweichungen der Bahnkurven ist im Fahrzeugversuch durch die fehlenden Videodaten der Thoracic Spine zu keinem Zeitpunkt möglich.

3.2 Frontalaufprallversuch

Da es eine Vielzahl von Unfallkonstellationen gibt, und es unmöglich ist, jedes einzelne Unfallgeschehen zu rekonstruieren, werden diese in Versuchsgruppen mit ähnlichem Verhalten hinsichtlich Unfall- und Verletzungsmechanik unterteilt. Dabei gibt es für den Insassenschutz die Hauptklassifizierungen Frontal-, Seiten- und Heckaufprall, wobei die Versuche als Fahrzeugversuche, Schlittenversuche oder Einzelkomponententests durchgeführt werden können. [Huguet J. et al., 2013] Fahrzeugversuche dienen vorwiegend der Untersuchung der Wechselwirkungen zwischen Deformationsstruktur und Rückhaltesystemen, während bei Schlittenversuchen das Hauptaugenmerk in der Auslegung einzelner Komponenten von Rückhaltesystemen liegt. [Kramer F., 2013] Hinsichtlich der Versuchsdurchführung wird prinzipiell zwischen gesetzlich vorgeschriebenen, Verbraucherschutz- oder firmeninternen Crashtests unterschieden. Im Rahmen von Verbraucherschutztests werden Fahrzeuge unabhängig vom Gesetz im Interesse des Kunden getestet. Dabei werden nationale bzw. internationale Richtlinien von unabhängigen Institutionen, wie dem New Car Assessment Program (NCAP) oder dem Insurance Institute for Highway Safety (IIHS) zur Durchführung der Versuche vorgegeben. [Sharp K. V., 1992] [CARHS, 2017]

Bei einem Frontalaufprallversuch werden Prototypen, Vorserienfahrzeuge oder Fahrzeuge aus der Serienfertigung auf der Craschanlage mittels Beschleunigungseinrichtung vom

Stillstand auf die vorgeschriebene Geschwindigkeit beschleunigt und gegen ein definiertes Hindernis gefahren. Das Hindernis kann dabei deformierbar oder vollkommen starr sein und der Aufprall mit einer vollen oder nur teilweisen Überdeckung erfolgen. [Kramer F., 2013]

3.2.1 Frontalaufprall gegen starre Wand

Im Laufe der vergangenen Jahre wurde die Fahrzeugstruktur steifer und fester ausgelegt, sodass die Innenraumzelle im Zusammenprall eine weniger starke Verformung erfährt und damit verbundene Verletzungen im Kopf- bzw. unteren Beinbereich vermindert werden können. Diese höhere Struktursteifigkeit bedeutet für den Aufprall jedoch eine höhere Verzögerung der Fahrgastzelle, welche im Gegensatz dazu schwere Verletzungen, besonders am Brustkorb von schwächeren, kleineren oder älteren Insassen verursachen kann. Um die Rückhaltesysteme für diesen Belastungsfall gezielt untersuchen zu können, wurde eine Versuchskonstellation eingeführt, wobei ein Fahrzeug mit der kompletten Fahrzeugfront auf ein massives, unverformbares Hindernis mit einer definierten Geschwindigkeit im Bereich von 48km/h bis 56km/h, entsprechend der jeweiligen Vorgabe, aufprallt. Das Hindernis ist für alle Versuche eine starre Wand, meist aus Stahl und steht mit einem Winkel von 0° zur Fahrzeugquerachse. [CARHS, 2017] [EURO-NCAP, 2017]

Der Versuchsaufbau für einen Frontalaufprall gegen eine starre Wand am Beispiel des Verbraucherschutztests nach EURO-NCAP ist in Abbildung 3-7 dargestellt.



Abbildung 3-7: Versuchskonstellation für den Frontalaufprall gegen eine starre Wand nach EURO-NCAP [EURO-NCAP, 2017]

3.2.2 Frontalaufprall gegen deformierbare Barriere

Ein weiteres typisches Unfallszenario ist ein Frontalzusammenstoß von zwei Fahrzeugen mit mittelhoher Geschwindigkeit, wobei Kollisionen dieser Art in ihren Häufigkeiten nur in einem bestimmten Bereich der Fahrzeugfront, also nicht mit voller Überdeckung, erfolgen. Die kollidierenden Fahrzeuge sind also zueinander versetzt. Bei diesem Aufprall wird grundsätzlich die Fahrzeugstruktur getestet. Ist diese nicht optimal ausgelegt, besteht für die Insassen des Fahrzeugs die Gefahr, dass einzelne Fahrzeugteile in den Innenraum eindringen.

Zur Rekonstruktion dieser Versuchskonstellation wird ein Fahrzeug mit einer bestimmten Überdeckung gegen ein stillstehendes, verformbares Hindernis gefahren, das ein entgegenkommendes Fahrzeug mit gleichem Gewicht und gleicher Geschwindigkeit repräsentiert. Die als Hindernis eingesetzte deformierbare Barriere (ODB: Offset Deformable Barrier) besteht im Allgemeinen aus zwei unterschiedlich großen Aluminium-Wabenstruktur-Blöcken, welche teilweise mit Aluminium-Blechen verkleidet sind. [EURO-NCAP, 2017]

Die Geschwindigkeiten für die Versuchsdurchführung liegen je nach Anforderung zwischen 40km/h und 64km/h und der Aufprall erfolgt ebenfalls mit einem Winkel von 0° zwischen Fahrzeugquerachse und Hindernis. Die deformierbare Barriere wird entweder linksseitig oder rechtsseitig mit einer Teilüberdeckung von 40% zum Fahrzeug positioniert. [CARHS, 2017]

Der Versuchsaufbau für einen Frontalaufprall gegen eine deformierbare Barriere am Beispiel des Verbraucherschutztests nach EURO-NCAP ist in Abbildung 3-8 dargestellt.



Abbildung 3-8: Versuchskonstellation für den Frontalaufprall gegen deformierbare Barriere nach EURO-NCAP [EURO-NCAP, 2017]

3.2.3 Versuchsauswahl

Als Grundlage für die Verfahrensanwendung werden 86 Versuchsauswertungen mit der Konstellation eines HIII 50% Dummies in einem Frontalaufprall aus der Versuchsdatenbank der Volkswagen AG herangezogen. Aus den Vorgaben der Versuchsdurchführung des relevanten Frontalaufpralls ergeben sich variierende Sitzpositionen der Dummies im Fahrzeug, wonach die Zuordnung als Fahrer oder Beifahrer zu berücksichtigen ist. Dabei bedeutet Sitzposition 1 (SP 1) die Position in erster Reihe auf der linken Seite, entsprechend der Fahrerfunktion nach Rechtsverkehrssystem, und Sitzposition 3 (SP 3) die Position auf der rechten Seite, entsprechend der Beifahrerseite nach Rechtsverkehrssystem. Diese Sitzpositionsnummerierung ist für alle Versuchsauswertungen ident, auch wenn das Fahrzeug beispielsweise für den Linksverkehr ausgelegt ist. Für diesen Fall ändert sich für die Auswertung folglich nur die Zuweisung als Fahrer oder Beifahrer. Da in einem Einzelversuch oftmals zwei Dummies gleichzeitig im Einsatz sind, bezieht sich die Bezeichnung als Versuchsauswertung in dieser Arbeit nicht auf die Auswertung des Versuchsfahrzeuges, sondern auf den jeweils ausgewerteten Dummy.

Die allgemeine Übersicht der Zuordnung der diesbezüglichen Versuchsauswertungen ist in Abbildung 3-9 ersichtlich.

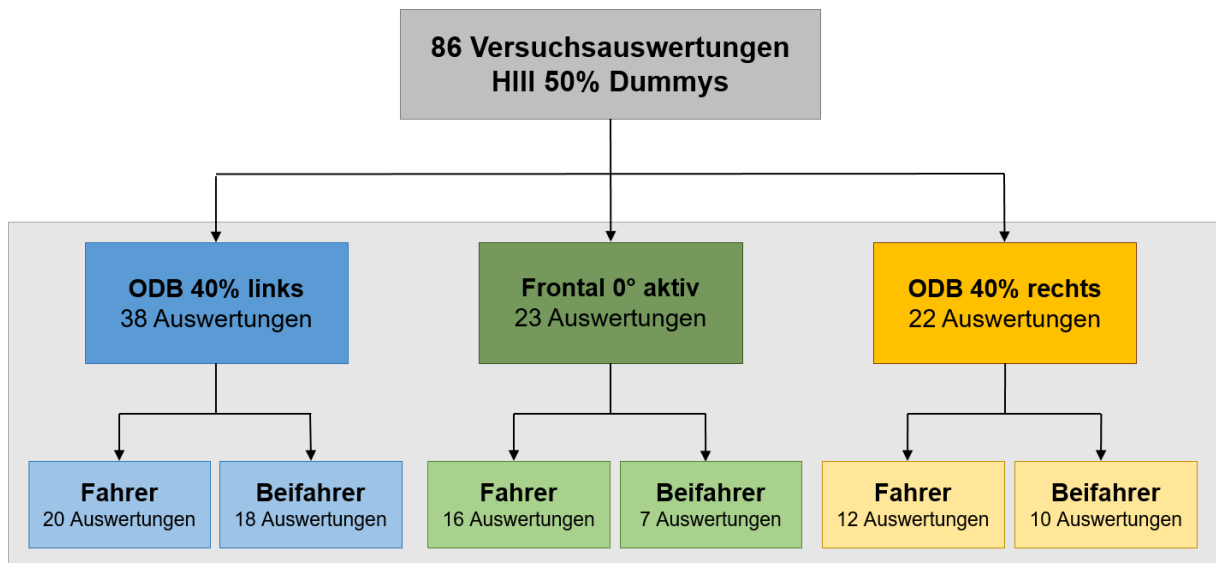


Abbildung 3-9: Übersicht der Auswertungszuordnung zur Anwendung des SimbaV-Verfahrens

Aus dieser Zuordnung ergeben sich sechs unterschiedliche Gruppen, welche sich nach jeweiligem Lastfall des Versuchs und der zugehörigen Zuteilung des Dummies als Fahrer oder Beifahrer nach Tabelle 3-3 folgend zusammensetzen:

Tabelle 3-3: Versuchsgruppen der Dummyauswahl

Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 1-1	ODB 40% links	Fahrer
	Versuchsgruppe 1-2	ODB 40% links	Beifahrer
Versuchsgruppe 2	Versuchsgruppe 2-1	Frontal 0° aktiv	Fahrer
	Versuchsgruppe 2-2	Frontal 0° aktiv	Beifahrer
Versuchsgruppe 3	Versuchsgruppe 3-1	ODB 40% rechts	Fahrer
	Versuchsgruppe 3-2	ODB 40% rechts	Beifahrer

Zudem wurden die einzelnen Crashversuche an verschiedenen Fahrzeugtypen durchgeführt, wodurch sich eine weitere Klassifizierung hinsichtlich Größe, Masse und Bauart ergibt. Aus einer Kategorisierung nach diesen Kriterien resultieren fünf übergeordnete Fahrzeugtypen als Grundlage für die Ergebnisauswertung. Die Reihenfolge der Kategorisierung wurde dabei beliebig festgelegt und steht in keinem Zusammenhang mit den Versuchsauswertungen.

3.2.4 Entwicklungsmethodik

Als generelle Vorgehensweise für die Untersuchung der Bestimmbarkeit einer präzisen Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch wird das gewählte SimbaV Verfahren aus der Methodenentwicklung auf die 86 ausgewählten Versuchsauswertungen der vorliegenden

Versuchsgruppen in Anwendung gebracht. Für eine erste Analyse und Bewertung der Funktionalität des Verfahrens werden 30 Versuchsauswertungen zufällig, jedoch mit annähernd gleichmäßiger Verteilung auf die einzelnen Lastfälle, ausgewählt und der Auswertungsgruppe mit der Bezeichnung *Block 1* (B1) zugeordnet. Alle übrigen 56 Versuchsauswertungen werden ebenfalls in einer Auswertungsgruppe zusammengefasst und in ihrer Gesamtheit als *Block 2* (B2) bezeichnet. Die Benennung der einzelnen Auswertungen für alle weiteren Analysen bezieht sich auf diese Gruppenzuteilung und bleibt für die gesamte Durchführung der Arbeit unverändert. Eine nachfolgende Bezeichnung als Dummyauswertung im Rahmen der Ergebnisanalyse bezieht sich immer auf die Kinematikauswertung des jeweiligen Dummys aus der Versuchsauswertung.

4 BEWERTUNG DER ERGEBNISQUALITÄT

Das Kapitel der Bewertung der Ergebnisqualität befasst sich mit der Bestimmung einer geeigneten Bewertungsgröße, welche ein unabhängiges Ergebnis für jede einzelne Dummyauswertung liefert. Diese Bewertungsgröße bildet die Grundlage für eine Gegenüberstellung der Gesamtheit an Auswertungen und einer Beurteilung des Optimierungserfolges.

4.1 Problemstellung der Ergebnisbewertung

Die Hauptproblematik der Ergebnisbewertung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch liegt an den fehlenden Videodaten eines Fixpunktes auf der Thoracic Spine, wodurch ein Vergleich der realen Bahnkurven mit jenen des Simulationsoutputs zu keinem Zeitpunkt möglich ist. In weiterer Folge kann dadurch keine Aussage über die Genauigkeit der Thoraxkinematik hinsichtlich Abweichungen der Bahnkurven getroffen werden.

4.2 Bewertungsgröße Chi²

Um die berechneten Differenzen der Nackenkräfte und –momente aller Koordinatenrichtungen kombiniert bewerten zu können, werden diese, betrachtet über den gesamten Verlauf der Abweichungen, in einem einzigen Wert zusammengefasst. Dieser Wert trägt die Bezeichnung *Chi²* und wurde in seiner Grundform zur Bewertung der Ergebnisqualität von Kopftrajektorien in diversen vorhergehenden Untersuchungen eingeführt. [Sinz W. et al., 2010] Je näher der Zahlenwert dieser Bewertungsgröße gegen 0 geht, desto geringer sind die Abweichungen der Kräfte und Momente des Realdummys zum Simulationsmodell und desto besser stimmen folglich die berechneten Thoraxtrajektorien mit der tatsächlichen Dummykinematik überein.

Die Berechnung des Chi²-Wertes in seiner Grundform erfolgt nach der Formel [Moser J., 2012]:

$$Chi^2 = \frac{\sum(Berechneter\ Wert - Referenzwert)^2}{(Messgenauigkeit\ Referenzwert)^2}$$

und wird zur kombinierten Bewertung der Kraft- und Momentabweichungen aus der Bewegungsabfolge des Dummys abgewandelt zu:

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

Für die Berechnung der jeweilige Chi²-Wert der Kraft- und Momentabweichungen wird für jeden einzelnen Zeitschritt die Abweichung der Kräfte bzw. Momente in den Einzelrichtungen ermittelt und aus der resultierenden Abweichung die Quadratsumme über die gesamte Simulationsdauer gebildet. Um die beiden errechneten Einzelwerte in Folge miteinander zu

verknüpfen, wird eine Normierung auf Basis der Messgenauigkeit der Kraftmessdose nach [Pitterle C., 2014] und [Moser J., 2017] durchgeführt. Für die Bestimmung der Kräfte aus der Kraftmessdose gilt dabei eine Genauigkeit von 200N und für die Berechnung der zugehörigen Momente eine Genauigkeit von 20Nm. Die beiden daraus resultierenden dimensionslosen Größen können demgemäß addiert werden und liefern den gesuchten Chi²-Wert des Optimierungsergebnisses.

Das Berechnungsschema des Chi²-Wertes basiert auf einer abgewandelten Form des häufig eingesetzten RMS-Wertes, wonach die Differenz von zwei Kurven miteinander verglichen werden kann. RMS steht dabei für Root Mean Square in der englischen Sprache und betrifft den quadratischen Mittelwert eines zeitabhängigen physikalischen Messwertes [Bergmann K., 2003], [Weißgerber W., 2009]. Die Berechnungsroutine ist dabei unabhängig von der Aufzeichnungsrate und Simulationsdauer.

Die Formel zur adaptierten RMS-Berechnung für eine Bewertung der Kräfte und Momente lautet [Moser J., 2017]:

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

Da in der Berechnungsroutine des Chi²-Wertes im Gegensatz dazu kein Mittelwert über die einzelnen Zeitschritte gebildet wird, müssen sämtliche Auswertungsergebnisse für einen gemeinsamen Vergleich dieselbe Aufzeichnungsrate bzw. Simulationsdauer aus der Berechnung des Simulationsmodells aufweisen. Des Weiteren liegt ein wesentlicher Nachteil der Bewertungsgröße Chi² in einer vernachlässigten Gewichtung einzelner Richtungen, wodurch unterschiedliche richtungsspezifische Sensitivitäten des Nackenmodells in der Berechnung nicht berücksichtigt werden bzw. sämtliche Abweichungen der Kräfte und Momente im gleichen Anteil auf den Optimierungsalgorithmus zur Verbesserung der Vorgabetrajektorien einwirken. Da die Normierung der beiden Einzelfehler der Kräfte und Momente auf einem empirisch bestimmten Wert der Messgenauigkeit basieren, wird ein diesbezüglicher Fehlereinfluss ebenso unberücksichtigt gelassen.

Als Bezugsgröße für eine Bewertung der Qualität der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch wird die Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche mit einem durchschnittlichen Chi²-Wert der Optimierungsergebnisse von 200-300 herangezogen. Die Simulationsdauer für die Auswertungen der Thoraxkinematik beträgt dabei 150ms. [Moser J., 2017] Liegt der Chi²-Wert einer Thoraxauswertung im Fahrzeugversuch unterhalb dieses Bereiches, so kann von einer sehr guten Ergebnisqualität ausgegangen werden. Nach aktuellem SimbaV Standard kann vom Chi²-Wert des Optimierungsergebnisses nicht direkt auf Bahnkurvenabweichungen des Simulationsmodells zur realen Kinematik geschlossen werden, wodurch eine diesbezügliche Interpretation des Ergebnisses mit dieser Bewertungsgröße nicht möglich ist.

4.3 Überführung der Bewertungsgröße χ^2 in relative Thoraxabweichung

Um eine Bewertung der Thoraxkinematik über die Abweichung der Bahnkurven zu ermöglichen, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Verfahren entwickelt, wonach der χ^2 -Wert eines Optimierungsergebnisses hinsichtlich Abweichungen der Thoraxtrajektorien abgeschätzt werden kann. Das Verfahren wird im Zuge dieser Arbeit mit dem Akronym *DisParafit* bezeichnet.

4.3.1 Grundlagen zur Verfahrensentwicklung

Die Grundlage zur Verfahrensentwicklung liefern die Ergebnisse der Dummyauswertungen aus Kapitel 5.2. Aus der Detailanalyse der Optimierungsergebnisse geht hervor, dass die Bewertung Ergebnisqualität einer Dummykinematik nach der jeweiligen Versuchsgruppe getrennt erfolgen muss. Mit einer getrennten Auswertung nach diesem Kriterium ergibt sich für jede Versuchsgruppe eine durchschnittlich erreichte Ergebnisqualität, welche als Referenzgröße für die Einstufung einer zugehörigen Dummykinematik dient. Um jede einzelne Bewertungsgruppe für die Entwicklung des DisParafit-Verfahrens zu berücksichtigen, wurden je drei Dummyauswertungen aus den vorliegenden Versuchskonstellationen, repräsentativ für alle übrigen Dummies derselben Gruppenzuordnung, herangezogen. Das generelle Prinzip des DisParafit-Verfahrens basiert auf der Ermittlung einer mathematischen Funktion, wonach der χ^2 -Wert einer Dummyauswertung in eine relative resultierende Abweichung zur χ^2 -Referenzgröße seiner Versuchsgruppe überführt werden kann. Das Ablaufschema des Verfahrens setzt sich dabei aus den vier Einzelschritten nach Abbildung 4-1 zusammen und wird nachfolgend im Detail erklärt.

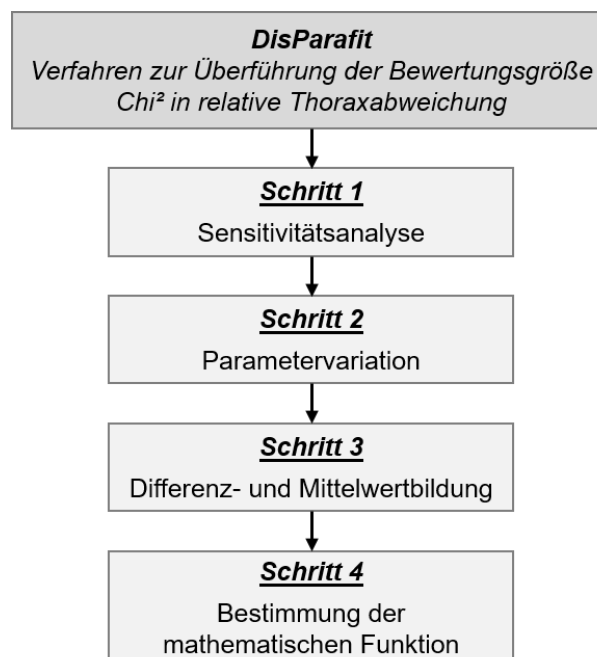


Abbildung 4-1: Ablaufschema des DisParafit-Verfahrens

Im ersten Verfahrensschritt werden in einer Sensitivitätsanalyse jene Berechnungsparameter ermittelt, welche den größten Einfluss auf die Thoraxtrajektorie aufweisen. Im zweiten Schritt erfolgt eine gezielte Variation der vorab bestimmten Optimierungsparameter an den drei ausgewählten Dummyauswertungen der jeweiligen Gruppe, sodass die zugehörig errechnete Thoraxbahnkurve aus dem Simulationsmodell am Ende des betrachteten Zeitraumes eine definierte Abweichung zur Anfangsposition aufweist. Im nächsten Schritt werden die daraus resultierenden Nackenschnittkräfte und –momente als χ^2 -Wert in einen mathematischen Zusammenhang mit der durchschnittlich erreichten Ergebnisqualität der drei betrachteten Auswertungsergebnisse gebracht. Mit einem Parabelfitting entlang der gemittelten Stützstellen der χ^2 -Werte über die zugehörige Thoraxabweichung wird im vierten Schritt die mathematische Funktion für eine Umrechnung der χ^2 -Werte in eine relative resultierende Thoraxabweichung gebildet.

Die Informationen der zur Verfahrensentwicklung ausgewählten Dummyauswertungen sind in den nachfolgenden Tabellen aufgelistet und wurden vorab aus Kapitel 5 entnommen. Der jeweilige χ^2 -Wert beschreibt dabei das Einzel-Auswertungsergebnis der durchgeführten Thoraxoptimierung und der Referenzwert beschreibt die durchschnittlich erreichte Ergebnisqualität der zugehörigen Versuchsgruppe.

Stellvertretend für alle angeführten Dummyauswertungen werden die einzelnen Verfahrensschritte sowie Detailbetrachtungen und Ergebnisse anhand von TEST1701B1 sowie der entsprechenden Lastfallgruppe ODB 40% links mit Dummy-Sitzposition als Fahrer (Versuchsgruppe 1-1) erläutert.

Tabelle 4-1: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 1-1

Auswertungs-ID	SP	Geschwindigkeit	Fahrzeug	Lenkung	Chi²	Referenz
TEST1701B1	1	64 km/h	Typ 1	links	368.23	315.94
TEST1703B1	1	64 km/h	Typ 1	links	262.32	
TEST1705B1	1	64 km/h	Typ 1	links	245.98	

Tabelle 4-2: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 1-2

Auswertungs-ID	SP	Geschwindigkeit	Fahrzeug	Lenkung	Chi²	Referenz
TEST1704B1	3	64 km/h	Typ 1	links	271.86	251.64
TEST1706B1	3	64 km/h	Typ 1	links	183.06	
TEST1713B1	3	64 km/h	Typ 2	links	309.16	

Tabelle 4-3: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 2-1

Auswertungs-ID	SP	Geschwindigkeit	Fahrzeug	Lenkung	Chi²	Referenz
TEST1707B1	1	50 km/h	Typ 1	links	460.84	429.43
TEST1726B1	1	56 km/h	Typ 1	links	445.93	
TEST1729B1	1	56 km/h	Typ 1	links	346.49	

Tabelle 4-4: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 2-2

Auswertungs-ID	SP	Geschwindigkeit	Fahrzeug	Lenkung	Chi²	Referenz
TEST1708B1	3	50 km/h	Typ 1	links	230.62	312.16
TEST1720B1	3	50 km/h	Typ 1	links	379.35	
TEST1724B1	3	56 km/h	Typ 2	links	276.07	

Tabelle 4-5: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 3-1

Auswertungs-ID	SP	Geschwindigkeit	Fahrzeug	Lenkung	Chi²	Referenz
TEST1708B2	3	64 km/h	Typ 1	rechts	328.55	361.83
TEST1710B2	3	64 km/h	Typ 2	rechts	506.26	
TEST1716B2	3	64 km/h	Typ 1	rechts	368.33	

Tabelle 4-6: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 3-2

Auswertungs-ID	SP	Geschwindigkeit	Fahrzeug	Lenkung	Chi²	Referenz
TEST1707B2	1	64 km/h	Typ 1	rechts	294.56	339.92
TEST1709B2	1	64 km/h	Typ 2	rechts	326.89	
TEST1715B2	1	64 km/h	Typ 1	rechts	473.84	

4.3.2 Schritt 1 – Sensitivitätsanalyse

Die Sensitivitätsanalyse in der Verfahrensanwendung gibt Aufschluss darüber, welchen Einfluss ein physikalischer Optimierungsparameter auf eine zugehörig berechnete Bahnkurve hat. Wird die Trajektorie bei einer geringen Variation des Optimierungsparameters stark verändert, so ist die Einflussgröße als sensitiv zu betrachten. Wird hingegen nur eine geringe Veränderung verursacht, so ist die Einflussgröße als nicht sensitiv einzustufen. Die Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse dienen dazu, die Anzahl der Berechnungsparameter im Optimierungsprozess auf jene mit dem größten Einfluss auf die Kinematik zu reduzieren. Bei der Untersuchung wird dazu entweder ein Parameterwert solange variiert, bis die berechnete Bahnkurve eine bestimmte Abweichung zur Ausgangskurve aufweist, oder der Parameter um einen fix definierten Wert variiert und die daraus resultierende Abweichung bewertet. [Moser J., 2012] [Sinz W. et al., 2015]

Die Sensitivitätsanalyse liefert als erster Schritt im Verfahren die Grundlage für die Auswahl einzelner Optimierungsparameter zur Parametervariation gemäß ihrem Einfluss auf Abweichungen der Thoraxbahnkurven zu einer bestimmten Vorgabekurve. Als Vorgabekurve dient dabei die berechnete Bahnkurve aus der Initialpositionierung mit den Initialbedingungen aus der Dummyeinmessung. Die Sensitivität der einzelnen Parameter wird anhand einer Variation einzelner Parameter mit vordefinierter Schrittweite ermittelt und in einer anschließenden Analyse der Positionsänderungen im Vergleich zur Vorgabekurve für den Einsatz zur Parametervariation kategorisiert. Die Schrittweite der Variation wird mit 1% für alle

Skalierungen der Sensorsignale sowie 0.5° für die jeweiligen Initialwinkel, basierend auf Kalibrierengenauigkeiten sowie der Genauigkeit der Tiltsensorik, festgelegt. Die Analyse der Abweichungen erfolgt jeweils zum Zeitpunkt von 150ms, wo das betrachtete Zeitfenster der Simulation endet.

Tabelle 4-7: Übersicht der Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse (TEST1701B1)

Sensitivitätsanalyse Thoraxtrajektorien TEST1701B1				Variation Parameter	Einfluss der Variation auf Thoraxtrajektorie bei 150ms: [mm]		
					X	Y	Z
Sensorfehler	Skalierung AC-Signale	X	[%]	1	11.72	0.68	2.04
		Y	[%]	1	0.30	2.19	0.16
		Z	[%]	1	0.21	0.76	0.05
	Skalierung AV-Signale	X	[%]	1	0.03	0.03	0.05
		Y	[%]	1	0.27	0.02	2.34
		Z	[%]	1	0.21	0.76	0.05
Anfangsbedingungen	Initialwinkel AI	X	[°]	0.5	0.05	0.04	1.28
		Y	[°]	0.5	0.23	0.02	10.91
		Z	[°]	0.5	1.28	10.83	0.00

Aus Tabelle 4-7 ist ersichtlich, dass die Skalierung des translatorischen Beschleunigungssignals (AC-Signal) in X-Richtung mit einer Abweichung von mehr als 10mm einen wesentlichen Einfluss auf die Thoraxtrajektorie in X-Richtung hat. Die AC-Signale in Y- und Z-Richtung sowie die Signale der Winkelgeschwindigkeitssensoren (AV-Signale) in allen drei Koordinatenrichtungen beeinflussen die Thoraxbahn hingegen nur geringfügig. Der Y-Initialwinkel der Thoraxpositionierung verändert die Thoraxbahn in Z-Richtung um mehr als 10mm und der Z-Initialwinkel die Y-Richtung um ebenfalls mehr als 10mm, der X-Initialwinkel hingegen bewirkt nur geringe Abweichungen. Demnach ergeben sich drei Parameter, welche in ihrer Sensitivität sehr starke Auswirkungen auf je eine Bewegungsrichtung vorweisen.

Die Sensitivitätsanalyse zeigt für alle Dummyauswertungen dieselben Resultate, wodurch eine eindeutige Zuordnung dieser Parameter auf Abweichungen einzelner Koordinatenrichtungen möglich ist. Infolgedessen werden die drei vorliegenden Einflussgrößen als Variationsparameter für die anschließenden Verfahrensschritte festgelegt. Des Weiteren wird die Erkenntnis gewonnen, dass diese Parameter mit den sensitivsten Parametern der Methodenentwicklungsversuche und damit auch mit den gesetzten Optimierungsparametern im Standardverfahren übereinstimmen.

4.3.3 Schritt 2 – Parametervariation

Um vordefinierte Abweichungen der Thoraxtrajektorien in einzelnen Bewegungsrichtungen zu generieren, können Parameter auf Basis ihrer Sensitivität gezielt variiert werden. Aufgrund der Komplexität des Nackens wird die Thoraxkinematik des Simulationsmodells jedoch von Einflussfaktoren wie einer Richtungsabhängigkeit, Bewegungskombinationsabhängigkeit oder Geschwindigkeitsabhängigkeit beeinflusst. [Moser J., 2017] Da die Auswirkung dieser Einflussgrößen auf die Parametervariation mitunter von den jeweiligen Initialbedingungen der Dummyeinmessung abhängt, können die Bahnkurvenabweichungen in der Systemantwort des Simulationsmodells eine geringe Differenz zum vorab definierten Sollwert der Abweichung aufweisen. Eine diesbezügliche Überprüfung der Ergebnisse ist aufgrund der fehlenden Videodaten jedoch nicht möglich und wird im Zuge des DisParafit-Verfahrens vernachlässigt.

Im zweiten Schritt der Verfahrensanwendung werden gezielte Abweichungen der optimierten Thoraxbahn von 3mm, 5mm, 10mm und 15mm, sowohl in negativer als auch positiver Richtung erzeugt. Die notwendige Schrittweite für die Variation der ausgewählten Parameter wird dazu auf Basis ihrer zuvor ermittelten Sensitivitäten berechnet. Durch die Veränderung der Thoraxbahn in Richtung größerer Abweichungen ergibt sich auch für den Chi²-Wert der jeweiligen Variation ein dementsprechender Anstieg.

In Tabelle 4-8 ist ersichtlich, dass die Skalierung des Beschleunigungssignals in X-Richtung durch eine Variation des Parameters um 1% eine Veränderung der Thoraxbahn um 11.72mm verursacht und daraus im Umkehrschluss für eine Variation der Thoraxbahn um beispielsweise 3mm eine Veränderung des Parameterwertes um 0.26% erforderlich ist. Dieses Berechnungsschema wird analog auf alle Abweichungsschritte sowie die beiden Initialwinkel in Y- und Z-Richtung angewendet.

Tabelle 4-8: Parametervariation zur Generierung von Abweichungen der Thoraxbahn (TEST1701B1)

TEST1701B1		Sensitivitätsanalyse		Variation für gezielte Abweichung der Thoraxtrajektorie			
			mm	3mm	5mm	10mm	15mm
Skalierung AC [%]	X	1	11.72	0.26	0.43	0.85	1.28
Initialwinkel [°] AI	Y	0.5	10.91	0.14	0.23	0.46	0.69
	Z	0.5	10.83	0.14	0.23	0.46	0.69

Die einzelnen Parameterwerte werden im nächsten Schritt mit den optimierten Parameterwerten aus dem Ergebnis der Thoraxoptimierung verknüpft. Dazu werden vorerst die ermittelten Parameterwerte aus der Standardoptimierung als Initialwerte festgelegt.

Tabelle 4-9: Wertetabelle der Parameter zur Generierung der Abweichungen der Thoraxbahn (TEST1701B1)

	Initialwert	<i>Variation positiv</i>				<i>Variation negativ</i>			
		3mm	5mm	10mm	15mm	3mm	5mm	10mm	15mm
SACX [%]	97.05	97.31	97.48	97.90	98.33	96.79	96.62	96.20	95.77
A/Y [°]	-0.75	-0.61	-0.52	-0.29	-0.06	-0.89	-0.98	-1.21	-1.44
A/Z [°]	1.85	1.99	2.08	2.31	2.54	1.71	1.62	1.39	1.16

Die Initialwerte aus dem Optimierungsergebnis von TEST1701B1 sind in Tabelle 4-9 angeführt. Für eine positive Abweichung der Thoraxbahn von beispielsweise 3mm muss dem Initialwert der Skalierung in X-Richtung von 97.05% die vorhin berechnete Schrittweite von 0.26% addiert werden. Analog ist dieses Schema auf alle weiteren Abweichungsschritte sowie Initialwinkel übertragbar. Für eine negative Abweichung muss der Variationswert vom Initialwert subtrahiert werden.

Die neu berechneten Thoraxbahnkurven auf Basis der Parameteränderungen werden auf das Simulationsmodell aufgeprägt und als Systemantwort in einer Einzelrechnung des Modells ausgewertet. Die zugehörigen Chi²-Werte ergeben sich aus den auf den Dumminacken wirkenden Kräften und Momenten der jeweiligen Bahnvorgabe. Die Ergebnisse für TEST1701B1 sind in Tabelle 4-10 aufgelistet. Der Chi²-Ausgangswert (Def) der Thoraxkinematik aus der Standardoptimierung beträgt dabei 368.23.

Tabelle 4-10: Ergebnis der Parametervariation (TEST1701B1)

	Def	<i>Variation positiv</i> Chi ²				<i>Variation negativ</i> Chi ²			
		3mm	5mm	10mm	15mm	3mm	5mm	10mm	15mm
SACX		370.22	402.42	571.34	799.42	400.11	432.21	526.8	624.13
A/Y	368.23	416.72	474.12	641.10	838.67	475.75	634.94	1113.52	1613.22
A/Z		371.48	383.55	472.76	620.39	372.81	379.23	403.79	435.01

Mit der positiven als auch negativen Variation der einzelnen Parameter erfolgt durchgängig eine Erhöhung der Chi²-Werte. Die jeweilige Auswirkung der Parametervariation auf den Anstieg des Chi²-Wertes ist dabei auf die zuvor erwähnten Einflussgrößen auf das Simulationsmodell zurückzuführen. Beispielsweise liefert eine negative Variation um 15mm für den Initialwinkel in Y-Richtung einen Anstieg des Chi²-Wertes von 1244.99, wohingegen die positive Variation des Initialwinkels eine Erhöhung des Chi²-Wertes von nur 470.44 zufolge hat. Dieser Größenunterschied bzw. generell höhere Chi²-Wertebereich ist auf eine starke Sensitivität des Nackens auf eine Zug- und Druckbelastung (Z-Richtung) im Gegensatz zu einer Scherbelastung (X- und Y-Richtung) zurückzuführen [Moser J., 2017]. Mit einer Variation des Y-Winkels in Form einer Bahnkurvenabweichung in negativer Z-Richtung wird folglich eine Zugbelastung im Nacken hervorgerufen, welche im Vergleich mit einer Druckbelastung (positive Z-Richtung) einen wesentlich größeren Einfluss auf die Thoraxkinematik aufweist.

4.3.4 Schritt 3 – Differenz- und Mittelwertbildung

Im nächsten Verfahrensschritt wird die Differenz der neu generierten χ^2 -Werte zum Ausgangswert aus der Optimierung gebildet, um einen mathematischen Zusammenhang der Veränderung der Ergebnisqualität in Bezug auf eine bestimmte Thoraxabweichung herstellen zu können. In Anwendung auf die Resultate der Parametervariation von TEST1701B1 ergeben sich dabei die in Tabelle 4-11 aufgelisteten Differenzgrößen.

Tabelle 4-11: Differenz der χ^2 -Werte zum Ausgangswert (TEST1701B1)

	Def	Differenz Variation positiv χ^2				Differenz Variation negativ χ^2			
		3mm	5mm	10mm	15mm	3mm	5mm	10mm	15mm
SACX	368.23	1.99	34.19	203.11	431.19	31.88	63.98	158.57	255.9
A/Y		48.49	105.89	272.87	470.44	107.52	266.71	745.29	1244.99
A/Z		3.25	15.32	104.53	252.16	4.58	11.00	35.56	66.78

Eine zugehörige grafische Darstellung dieser Werte befindet sich in Abbildung 4-2. Während die χ^2 -Verläufe in X- und Y-Richtung ein sehr ähnliches Verhalten aufweisen, ist die starke Richtungssensitivität in Z-Richtung auch hier eindeutig erkennbar. Des Weiteren ist ersichtlich, dass sämtliche Variationen der Parameter, sowohl in positiver als auch negativer Richtung einen quadratischen progressiven Anstieg des χ^2 -Wertes in Bezug auf seinen Ausgangswert liefern.

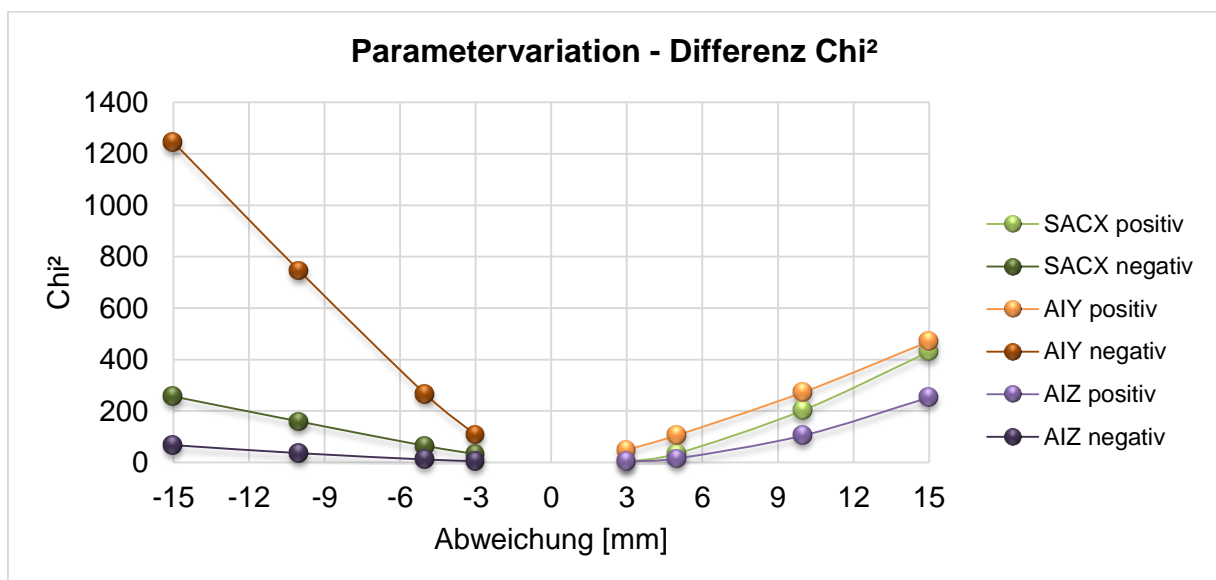


Abbildung 4-2: Differenz der χ^2 -Werte zum Ausgangswert (TEST1701B1)

Für die Ermittlung einer mathematischen Funktion ist es notwendig, die χ^2 -Einzelverläufe der drei Dummyauswertungen in einer gemeinsamen Parabel zusammenzufassen. Dazu wird für jede einzelne Stützstelle der Mittelwert der drei zugehörigen χ^2 -Werte gebildet und aus diesen Mittelwerten ein Gesamtmittelwert jeder Stützstelle aus der negativen und positiven

Richtungsvariation gebildet. Für die Richtungsvereinheitlichung wird dazu die negative Parametervariation um die Ordinate gespiegelt. Die Ergebnisse dieser Mittelwertbildung für Versuchsgruppe 1-1 sind in Tabelle 4-12 aufgelistet. Dabei befinden sich in der Zeile AVG (Average) die gemittelten χ^2 -Werte der drei Dummyauswertungen für die einzelnen Abweichungsschritte und in der Zeile AVG ALL (Average ALL) die Gesamtmittelwerte aus der kombinierten Betrachtung der gemittelten χ^2 -Werte beider Richtungsvariationen.

Tabelle 4-12: Zusammenfassen aller Einzelergebnisse (Versuchsgruppe 1-1)

	AVG	Differenz Variation positiv Ø χ^2				Differenz Variation negativ Ø χ^2			
		3mm	5mm	10mm	15mm	3mm	5mm	10mm	15mm
TEST1701B1		17.91	51.80	193.50	384.60	47.99	113.90	313.14	522.56
TEST1703B1	292.18	63.52	134.24	339.76	568.45	35.65	94.10	275.62	475.40
TEST1705B1		42.85	102.11	293.09	506.53	69.23	142.55	332.46	525.25
AVG		41.42	96.05	275.45	486.53	50.96	116.85	307.07	507.74
AVG ALL		46.19	106.45	291.26	497.13				

Aus der grafischen Darstellung dieser finalen Mittelwerte in Abbildung 4-3 ergibt sich wiederum ein quadratischer progressiver Verlauf.

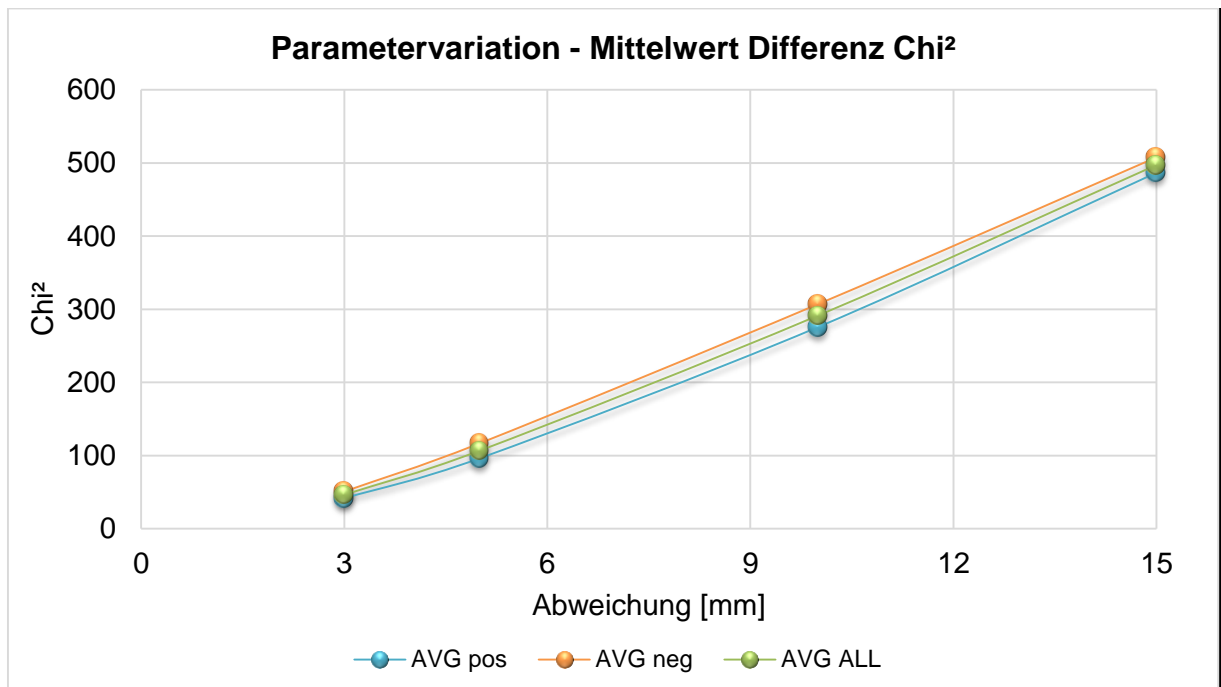


Abbildung 4-3: Gemittelte χ^2 -Werte (Versuchsgruppe 1-1)

4.3.5 Schritt 4 – Bestimmung der mathematischen Funktion

Der letzte Schritt der Verfahrensanwendung dient der abschließenden Ermittlung der mathematischen Funktion zur Umrechnung der Chi²-Differenzen in relative Thoraxabweichungen.

Dazu werden aus der quadratischen Grundgleichung einer Parabel mit

$$y(x) = A * x^2 + B * x + C$$

und den Stützstellen der Chi²-Werte (3mm, 5mm, 10mm und 15mm) die einzelnen Variablen für die jeweilige Versuchsgruppe ermittelt. Da die Funktion an der Stelle x = 0mm ihr Minimum mit dem Funktionswert 0 annimmt, fällt die Variable C in der Parabelgleichung weg.

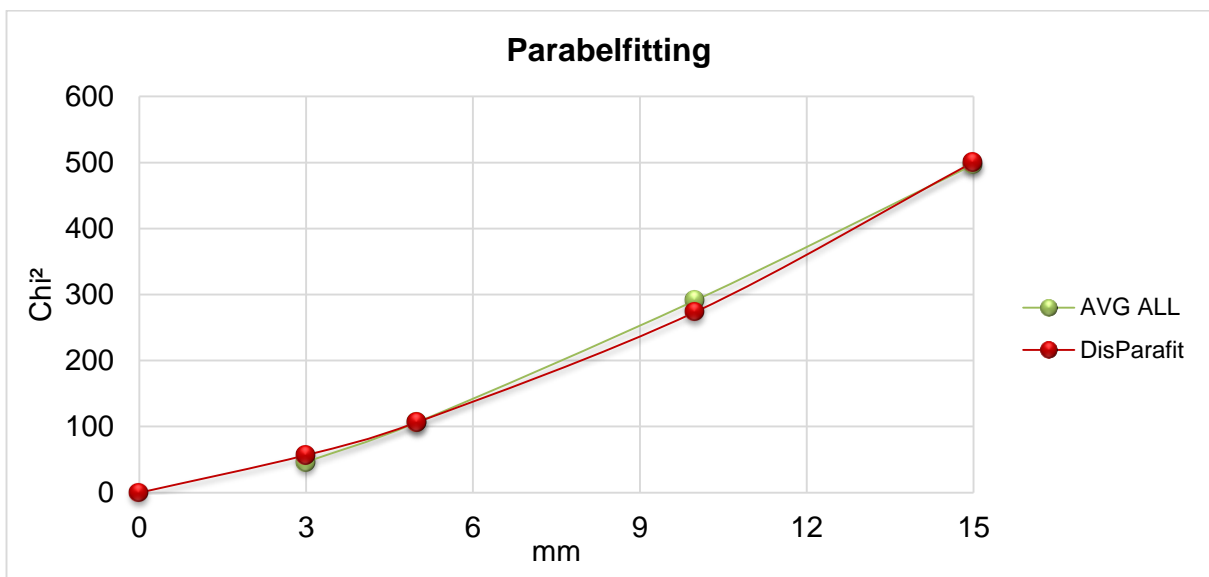


Abbildung 4-4: Parabelfitting zur Ermittlung der mathematischen Funktion (Versuchsgruppe 1-1)

Das Parabelfitting für Versuchsgruppe 1-1 nach Abbildung 4-4 liefert die Funktion:

$$y(x) = 1.2 * x^2 + 15.4 * x$$

Um aus dieser Funktion die Thoraxabweichung einer beliebigen Dummyauswertung in Bezug auf das Referenzergebnis der zugehörigen Versuchsgruppe bestimmen zu können, muss die Umkehrfunktion der mathematischen Funktion ermittelt werden. Für die Auswertung der resultierenden Thoraxabweichung in der Umkehrfunktion wird die berechnete Differenz des Chi²-Wertes der jeweiligen Dummyauswertung zum Chi²-Referenzwert der zugehörigen Versuchsgruppe als Y-Wert eingesetzt.

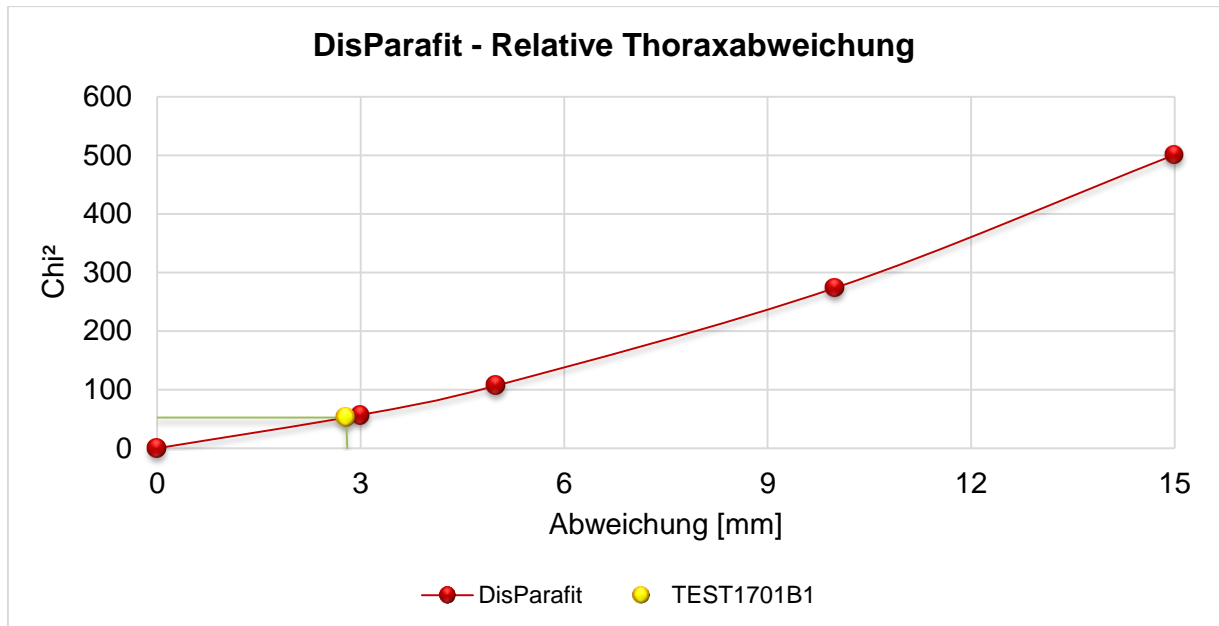


Abbildung 4-5: Relative Thoraxabweichung aus der Umkehrfunktion (TEST1701B1)

Für TEST1701B1 liefert die Optimierung der Thoraxbahnkurve eine Ergebnisqualität mit einem Chi^2 -Wert von 368.23. Mit dem Chi^2 -Referenzwert der zugehörigen Versuchsgruppe von 315.94 ergibt sich ein Differenzwert von 52.29. Eingesetzt in die Umkehrfunktion der zugehörigen Parabelfunktion resultiert dieses Ergebnis in einer relativen Abweichung von 2.8mm, ersichtlich in Abbildung 4-5. Dies bedeutet für TEST1701B1 einen Anstieg der resultierenden Thoraxabweichung um 2.8mm, bezogen auf die durchschnittlich erreichbare Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe.

4.3.6 Bewertungsfunktionen

Aus der Anwendung des DisParafit-Verfahrens auf alle vorliegenden Versuchsgruppen wurden die in Tabelle 4-13 aufgelisteten mathematischen Funktionen ermittelt. Diese Funktionen werden im nachfolgenden Kapitel auf die Ergebnisse sämtlicher Dummyauswertungen übertragen und liefern mit der daraus ermittelten Thoraxabweichung die Grundlage für eine Beurteilung des gesamtheitlichen Optimierungserfolgs.

Diese Funktionen sind für eine Ergebnisbewertung sämtlicher Dummyauswertungen, welche den vorliegenden Versuchsgruppen zugeordnet werden können, allgemein gültig. Es muss jedoch angemerkt werden, dass diese Funktionen auf Basis einer maximalen Abweichung von 15mm gebildet wurden und damit die Korrektheit sämtlicher errechneter Thoraxabweichungen außerhalb dieser Größenordnung nicht nachweisbar ist.

Die Bestimmung von Bewertungsfunktionen weiterer Versuchsgruppen kann auf dieselbe Art und Weise nach der Anwendungsabfolge des DisParafit-Verfahrens durchgeführt werden.

Tabelle 4-13: DisParafit-Funktionen

Bewertungsgruppe	Referenz Chi²	DisParafit-Funktion
Versuchsgruppe 1-1	316	$y(x) = 1.2 * x^2 + 15.4 * x$
Versuchsgruppe 1-2	252	$y(x) = 0.8 * x^2 + 24.9 * x$
Versuchsgruppe 2-1	429	$y(x) = 1.6 * x^2 + 8.3 * x$
Versuchsgruppe 2-2	312	$y(x) = 1.2 * x^2 + 16.3 * x$
Versuchsgruppe 3-1	362	$y(x) = 1.5 * x^2 + 12.0 * x$
Versuchsgruppe 3-2	340	$y(x) = 1.4 * x^2 + 12.6 * x$

4.4 Fazit

Mit der Bewertungsgröße Chi² sowie den ermittelten DisParafit-Funktionen ergeben sich zwei getrennte Ansätze zur Bewertung der Ergebnisqualität einer Thoraxauswertung.

Die Bewertungsgröße Chi² dient dabei der Einstufung bestimmter Kraft- und Momentenabweichungen einer optimierten Thoraxkinematik nach bestimmten Referenzwerten aus der Methodenentwicklung oder einzelnen Versuchskonstellationen. Mit der Auswertung der Ergebnisqualität nach den DisParafit-Funktionen erfolgt eine Überführung der Bewertungsgröße Chi² in eine relative resultierende Thoraxabweichung, wodurch eine Interpretierung der Thoraxkinematik in Bezug auf eine durchschnittlich erreichbare Ergebnisqualität der zugehörigen Versuchskonstellation möglich ist.

5 VERIFIZIERUNG DES VERFAHRENS

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit einer detaillierten Analyse der Einzelergebnisse aus der Anwendung des SimbaV Verfahrens auf die vorliegenden Versuchsauswertungen zur Bestimmung der bestmöglichen Thoraxkinematik. Mit der wiederholten Verfahrensanwendung auf die vorliegende Vielzahl an Fahrzeugversuchen soll die Übertragbarkeit des Verfahrens für eine Auswertung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch nach den geforderten Kriterien nachgewiesen werden.

5.1 Problemstellung der Verfahrensanwendung

Während das Einzelverfahren zur Bestimmung der Kopfkinematik anhand einer Vielzahl von Crashversuchen für den Einsatz auf Fahrzeugversuche erfolgreich verifiziert wurde, wurde das Verfahren zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik nach aktuellem Stand der Wissenschaft noch nicht auf Fahrzeugversuche in Anwendung gebracht. Infolgedessen ergibt sich die Problematik, dass diesbezüglich keine Erfahrungswerte hinsichtlich erreichbarer Ergebnisqualitäten vorliegen und im Vorhinein keine Aussagen darüber getroffen werden können, nach welchen Kriterien eine Bewertung der Ergebnisse erfolgen muss oder ob Verfahrensadaptionen in Hinblick auf Fahrzeugversuche notwendig sind. Des Weiteren ist nicht bekannt, ob die Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche erreicht werden kann.

5.2 Ergebnisanalyse

Im Rahmen der Ergebnisanalyse erfolgt die gesamtheitliche Untersuchung und Bewertung sämtlicher Einzelergebnisse der Verfahrensanwendung sowie Interpretation der zugehörigen Ergebnisqualität. Einzelne Auswertungsergebnisse werden dabei repräsentativ für die gesamte Anzahl an Dummyauswertungen anhand von TEST1719B2 aus Versuchsgruppe 1-2 beschrieben.

5.2.1 Initialpositionierung

Zur Kontrolle der Initialpositionierung des Finite-Elemente-Dummymodells werden die Einmessdaten der dreidimensionalen Filmauswertung sowie Sensordaten der Tiltsensorik im Dummykopf miteinander verglichen und hinsichtlich ihrer Plausibilität bewertet. Für die verbaute Tiltsensorik im Dummy kann durch Aufsummierung potentieller Einzelmessfehler mit definierten Genauigkeiten aus dem zugehörigen Datenblatt eine maximale Schwankungsbreite der Messsignale von 0.45° belegt werden [Humanetics, 2017a]. Die Genauigkeit der Winkelbestimmung mittels photogrammetrischer Auswertung beträgt in etwa 0.5° , bezogen auf die Methodenentwicklungsversuche [Moser J., 2017].

Eine Verknüpfung dieser Genauigkeiten aus beiden Messverfahren ergibt in Summe eine gesamte Schwankungsbreite von 0.95° und wird als Referenzwert für die Plausibilitätskontrolle der Initialpositionierung festgelegt.

Die photogrammetrische Auswertung der Initialwinkel aller Dummyköpfe zeigt zu Beginn der Aufzeichnung teils starke Schwankungen der Initialwinkel in den einzelnen Koordinatenrichtungen. Um den Einfluss einer möglichen Ungenauigkeit des ersten Messwertes auf die Kinematikbestimmung zu kompensieren, wird für die Initialpositionierung des Dummykopfes in jeder Koordinatenrichtung der Mittelwert des Winkelverlaufes über die ersten zehn Messwerte der Aufzeichnung gebildet.

Der aufgezeichnete Winkelverlauf am Beispiel von TEST1719B2 mit zugehöriger Mittelwertbildung ist in Abbildung 5-1 dargestellt.

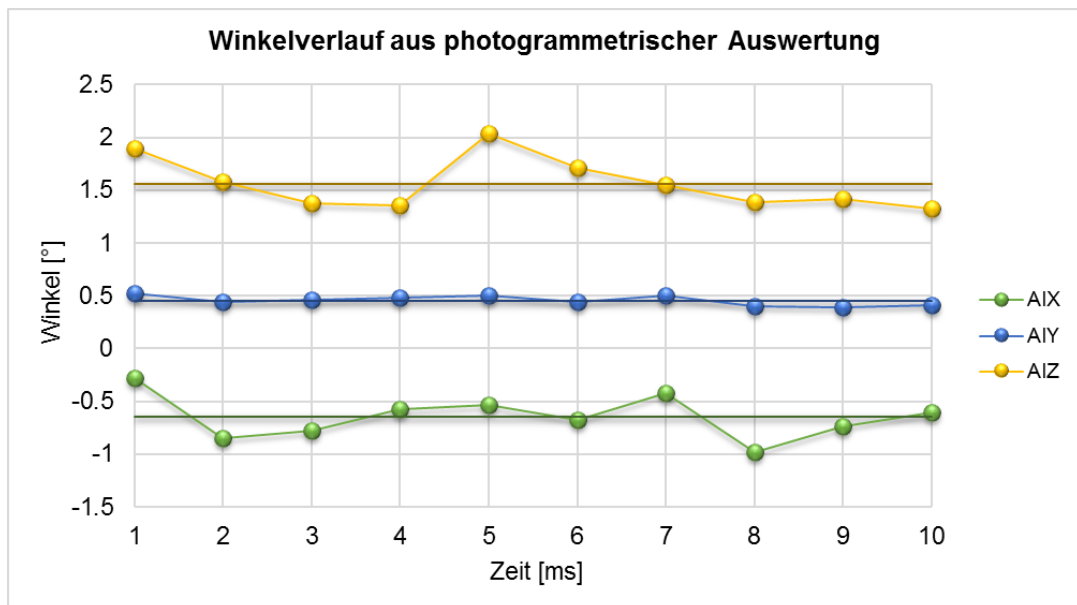


Abbildung 5-1: Winkelverlauf aus der photogrammetrischen Auswertung (TEST1719B2)

Aus der grafischen Darstellung ist ersichtlich, dass der erste Messwert um die X-Achse einen Winkel von -0.28° aufweist und nach einer Millisekunde auf einen Winkel von -0.85° springt. Die Winkeldifferenz beträgt dabei 0.57° . Für den Winkel um die Y-Achse verändert sich der erste Messwert mit einem Winkel von 0.52° im nächsten Zeitschritt nur geringfügig auf 0.44° . Der Winkelverlauf für die Z-Achse verhält sich ähnlich jenem der X-Achse, wobei der Startwert von 1.89° im zweiten Messwert auf 1.58° verändert wird. Während der Verlauf des Winkels um die Y-Achse eher ein konstantes Verhalten aufweist, zeigen die beiden Winkel der X- und Z-Achse über den gesamten Verlauf ein eher sprunghaftes Verhalten auf. Eine mögliche Ursache für die Winkelschwankungen liegt in der zum Teil schwierigen Erfassbarkeit der Targets im Fahrzeugversuch sowie der Messgenauigkeit der verwendeten Messverfahren. Aus der Mittelwertbildung der einzelnen Koordinatenrichtungen über den betrachteten Zeitraum ergibt sich für die X-Achse ein Winkel von -0.6° , für die Y-Achse ein Winkel von 0.5° und für die Z-Achse ein Winkel von 1.6° . Die Genauigkeit dieser Initialwinkel liefert die Grundlage für die Genauigkeit der folglich bestimmten Kopfkinematik in der Verfahrensanwendung.

Eine Gegenüberstellung der gemittelten Initialwinkel der Filmauswertung mit jenen der Tiltensorik in X- und Y-Koordinatenrichtung für alle 86 Versuchsauswertungen der Dummyköpfe ergibt für die Initialwinkel in X-Richtung eine Standardabweichung von 0.71° und in Y-Richtung eine Standardabweichung von 0.89° . Bezugnehmend auf den ermittelten Genauigkeitsbereich beider Messverfahren liegt die Gesamtheit der Initialwinkel in X- und Y-Richtung im Mittel damit innerhalb der Schwankungsbreite von 0.95° . Eine Plausibilitätsüberprüfung der Einmessdaten des Kopfwinkels in Z-Richtung sowie Initialpositionierung der Thoracic Spine ist aufgrund fehlender Vergleichsmessdaten nicht möglich.

5.2.2 Kopfkinematik

Für die Bestimmung der Kopftrajektorien nach dem zugehörigen SimbaV Standardverfahren erfolgt in einem ersten Schritt eine Vorberechnung der einzelnen Bahnkurven, um die Durchführbarkeit einer Kopf- bzw. Trajektorienoptimierung zu überprüfen. Diese Vorberechnung wird in Form einer Ausgangsrechnung durchgeführt, wo die Kopfkinematik ohne Berücksichtigung von Sensorfehlern aus den Einmessdaten der photogrammetrischen Auswertung berechnet wird. Weist die berechnete Kopftrajektorie aus der elektrischen Messtechnik bereits in der Vorberechnung eine Differenz von einem Meter zur optischen Messtechnik auf, so ist keine präzise Bestimmung der Kopfkinematik möglich. Eine Ursache für Abweichungen in dieser Größenordnung kann in vertauschten Messachsen oder fehlerbehafteten Sensorsignalen der elektrischen Messtechnik liegen und muss im Detail analysiert werden. Kann die Fehlerursache nicht beseitigt werden, so scheidet der Dummy für die Anwendung des SimbaV Verfahrens aus. Aus der Detailanalyse der Vorberechnung aller Dummies resultiert, dass die Abweichungen der Einzelrichtungen durchgängig innerhalb der geforderten Toleranz liegen, womit die Voraussetzung für die Bestimmung einer präzisen Kopfkinematik für alle 86 Dummyauswertungen erfüllt wird.

In Abbildung 5-2 befindet sich am Beispiel von TEST1719B2 eine Gegenüberstellung der Kopfabweichungen aus der Vorberechnung zu jenen nach dem Optimierungsprozess, womit in weiterer Folge die erzielbare Ergebnisqualität stellvertretend für alle im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Kopfauswertungen dargelegt wird.

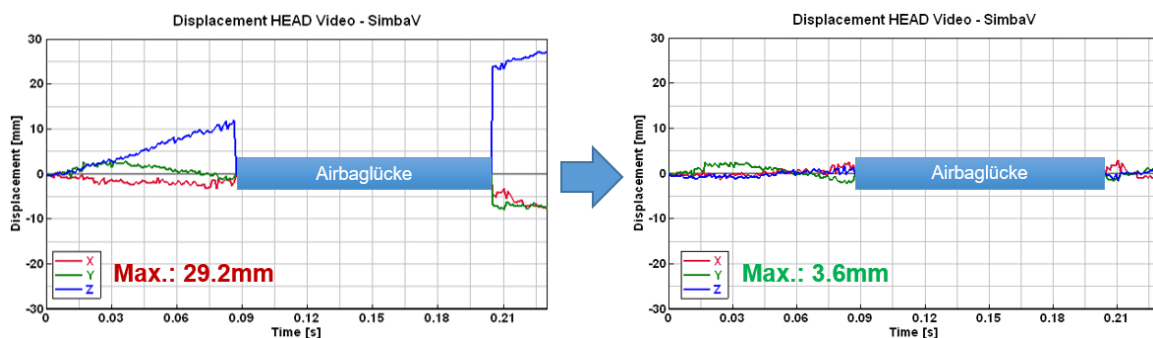


Abbildung 5-2: Vergleich der Kopfabweichungen vor und nach dem Optimierungsprozess (TEST1719B2)

Eine Vorberechnung der Kopfkinematik ergibt dabei in Z-Richtung eine Maximalabweichung von 29.2mm, während die Abweichung in X- und Y-Richtung bereits innerhalb der geforderten Genauigkeit von 10mm liegt. Sämtliche Abweichungen erfüllen damit die Anforderung der Genauigkeit für eine Vorberechnung, die Abweichung in Z-Richtung überschreitet jedoch das Kriterium einer präzisen Kopftrajektorie von 10mm. Durch Anwendung des SimbaV Verfahrens werden diese Abweichungen auf einen Maximalwert von 3.6mm, bezogen auf alle Einzelrichtungen, reduziert. Damit erreichen alle Einzelabweichungen die geforderte Genauigkeit von 10mm und liegen zusätzlich innerhalb der Videogenauigkeit von 5mm. Im Bereich der Airbaglücke sind infolge der Sichtverdeckung keine Daten der optischen Messtechnik vorhanden und dementsprechend kein direkter Vergleich mit den elektrischen Messdaten möglich. Bei präzise bestimmten Kopftrajektorien kann mit plausiblen Optimierungswerten sowie Zusatzuntersuchungen durch künstliche Airbaglücken darauf geschlossen werden, dass die Kinematik auch im verdeckten Zeitabschnitt in gleicher Weise mit der realen Dummybewegung übereinstimmt.

Eine Auswertung der Kopfoptimierungen aller vorliegenden Dummies ist in Abbildung 5-3 anhand der resultierenden Kopfabweichungen dargestellt.

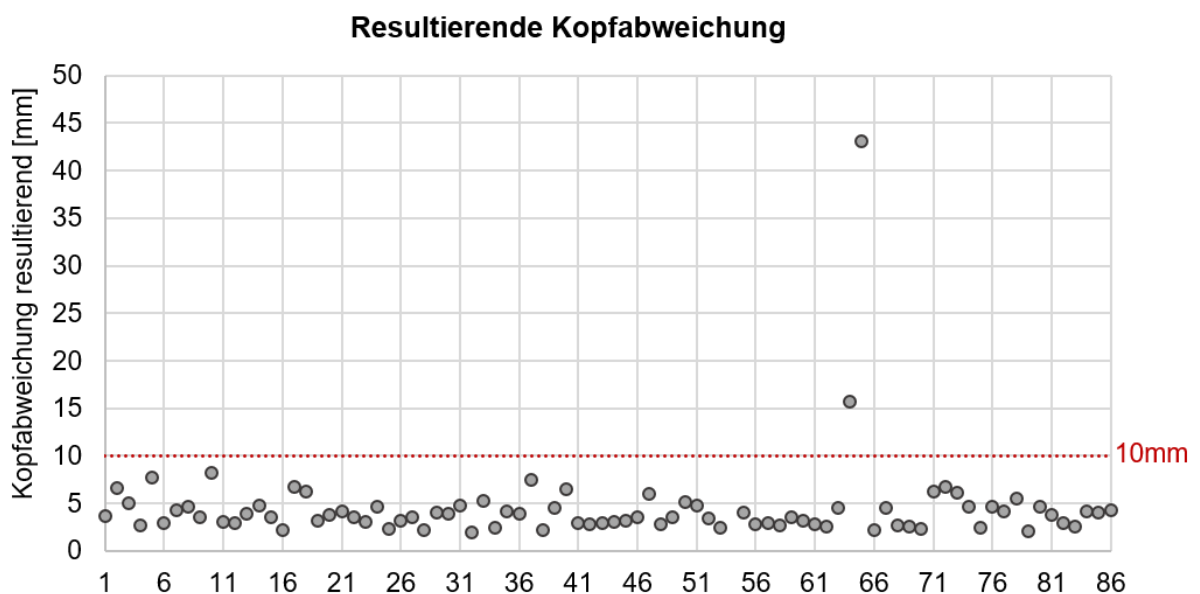


Abbildung 5-3: Auswertung der resultierenden Kopfabweichungen der gesamten Versuchsauswahl

Es ist ersichtlich, dass der Optimierungsprozess der Kopftrajektorien für 84 von 86 Dummyauswertungen eine resultierende Kopfabweichung innerhalb des geforderten Toleranzbereiches von 10mm liefert. Damit erfüllen in weiterer Folge auch die Kopftrajektorien in allen Einzelrichtungen das Kriterium einer Maximalabweichung von 10mm. Die beiden Auswertungen außerhalb dieses Toleranzbereiches betreffen TEST1734B2 mit einer resultierenden Abweichung von 15.7mm sowie TEST1735B2 mit einer resultierenden Abweichung von 43mm. Für TEST1724B2 war eine Bewertung der Kopfkinematik infolge unphysikalischer Parameterwerte aus dem Optimierungsprozess generell nicht möglich,

wodurch das Ergebnis in weiterer Folge nicht in die grafische Gegenüberstellung der resultierenden Abweichungen übernommen wurde. Ein Parameterwert wird dann als unphysikalisch bezeichnet, wenn sein Zahlenwert aufgrund seiner Höhe und Abweichung zum Ausgangswert als unplausibles Ergebnis eingestuft wird [Moser J., 2017]. Dabei ist jedoch zu unterscheiden, ob dieser Parameter mit seinem Einfluss auf die Kinematik als sensitiv oder nicht sensitiv gilt. In Summe ergeben sich somit drei „Ausreißer“, welche für die weitere Verfahrensanwendung ausgeschlossen werden, da eine Bestimmung der Thoraxkinematik nur auf Basis einer präzisen Kopfkinematik möglich ist.

Die Detailanalyse der übrigen 83 Kopftrajektorien ergibt eine mittlere resultierende Kopfabweichung aller plausibel optimierten Dummies von 3.95mm. Dabei beträgt die resultierende Minimalabweichung aus allen Auswertungen 1.9mm und die maximale resultierende Abweichung 8.2mm. Die zeitlichen Verläufe der Einzelabweichungen aller plausibel optimierten Kopftrajektorien sind im Anhang in Abbildung 13-1 dargestellt. Aus diesen Ergebnissen kann in weiterer Folge verifiziert werden, dass mit aktuellem Verfahrensstandard für die Bestimmung von Kopftrajektorien im Fahrzeugversuch durchgängig eine Genauigkeit mit Abweichungen innerhalb von 9mm erreicht wird. Eine Auswertung einzelner Optimierungsparameter wird im Rahmen dieser Arbeit nicht behandelt.

Die Dauer des Optimierungsprozesses ist im Allgemeinen von der Leistung sowie Auslastung des eingesetzten Rechners, aber auch von der Anzahl an notwendigen Einzelrechnungen je Iterationsdurchgang abhängig. Aus der Ergebnisanalyse der Kopfoptimierungen aus *Block 1*, aufgelistet in Tabelle 5-1, ergibt sich eine durchschnittliche Dauer zur Bestimmung der bestmöglichen Kopftrajektorie von etwa 42 Minuten. Dabei wird von TEST1715B1 mit 07:05 Minuten die geringste Dauer für den Optimierungsprozess erzielt, während für TEST1729B1 mit 04:44:07 Stunden die größte Zeitdauer aller Auswertungen benötigt wurde. Diese Unterschiede sind auf die jeweilige Genauigkeit der Initialdaten und daraus resultierend auf die Anzahl der benötigten Optimierungsloops des Parametersets bis zum Erreichen einer stabilen Lösung zurückzuführen.

Tabelle 5-1: Analyse der Auswertungsdauer der Kopfoptimierung für *Block 1*

Auswertungs-ID	Dauer	Auswertungs-ID	Dauer	Auswertungs-ID	Dauer
TEST1701B1	00:56:40	TEST1711B1	00:11:26	TEST1721B1	00:15:58
TEST1702B1	00:25:37	TEST1712B1	00:33:37	TEST1722B1	00:46:02
TEST1703B1	01:18:11	TEST1713B1	00:07:52	TEST1723B1	01:34:30
TEST1704B1	00:13:35	TEST1714B1	01:00:13	TEST1724B1	00:37:21
TEST1705B1	00:26:14	TEST1715B1	00:07:05	TEST1725B1	00:31:28
TEST1706B1	00:28:24	TEST1716B1	00:08:29	TEST1726B1	01:29:55
TEST1707B1	00:49:21	TEST1717B1	00:23:14	TEST1727B1	00:18:06
TEST1708B1	00:17:52	TEST1718B1	00:18:19	TEST1728B1	00:15:10
TEST1709B1	00:35:27	TEST1719B1	00:37:18	TEST1729B1	04:44:07
TEST1710B1	00:48:53	TEST1720B1	00:10:56	TEST1730B1	00:32:10
Ø 00:42:07					

5.2.3 Thoraxkinematik

Die Grundlage zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik liefert wiederum eine Vorberechnung der einzelnen Bahnkurven mit der Anforderung einer Ergebnisqualität innerhalb eines definierten Toleranzbereiches. Dazu wird eine Einzelrechnung des Simulationsmodells auf Basis der Initialpositionierung ohne Berücksichtigung von Sensorfehlern aus den Sensorsignalen der Thoracic Spine durchgeführt und die daraus ermittelten Nackenkräfte und -momente mit jenen des Realdummys verglichen. Als allgemeine Bewertungsgrundlage dient gleichfalls der jeweilige Chi²-Wert des Einzelergebnisses. Die Resultate aller Vorberechnungen der vorliegenden 83 Dummyauswertungen sind in Abbildung 5-4 anhand ihrer jeweiligen Chi²-Werte abgebildet. Für eine übersichtliche Darstellung sind die einzelnen Versuchsgruppen farblich getrennt, wobei Blau für Versuchsgruppe 1, Grün für Versuchsgruppe 2 und Gelb für Versuchsgruppe 3 steht.

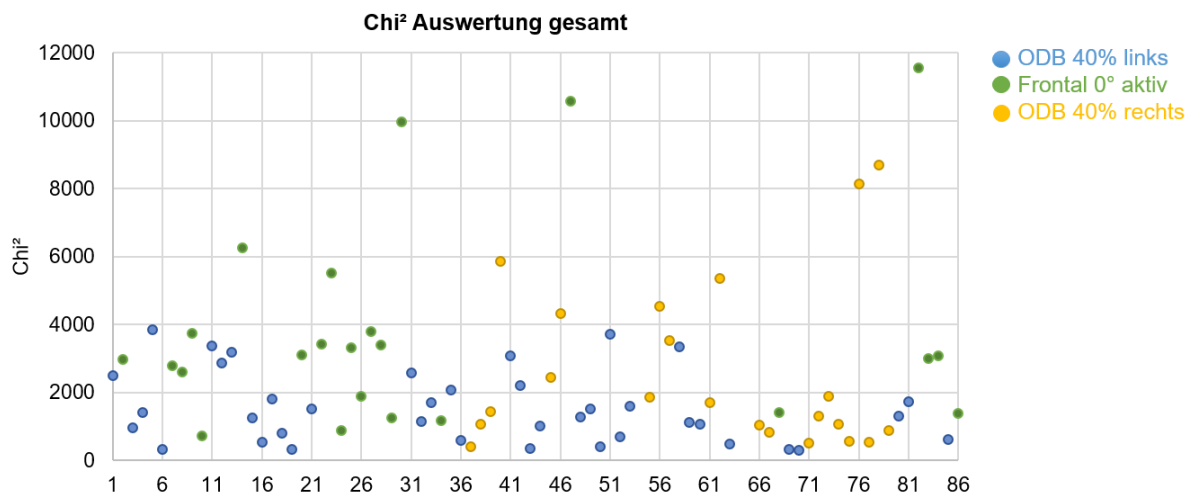


Abbildung 5-4: Chi² Auswertung der Vorberechnung

Aus der grafischen Gegenüberstellung der einzelnen Chi²-Werte geht hervor, dass die Ergebnisse von 72 Dummyauswertungen einen Chi²-Wert von 4.000 nicht überschreiten. Bei den elf übrigen Auswertungsergebnissen liegen fünf Dummyauswertungen innerhalb eines Chi²-Bereiches von 4.000 bis 7.000 während die übrigen sechs Dummyauswertungen einen Chi²-Wert zwischen 8.000 und 12.000 aufweisen. Da für eine Abschätzung der nachfolgenden Thoraxoptimierung noch keine Vergleichsdaten zur Eingrenzung auf bestimmte Toleranzwerte vorliegen, erfolgt eine diesbezügliche Analyse der Vorberechnungsergebnisse im Anschluss an die Ergebnisauswertung der optimierten Thoraxkinematik.

In Abbildung 5-6 befindet sich am Beispiel von TEST1719B2 die grafische Veranschaulichung der zeitlichen Differenzverläufe der einzelnen Nackenkräfte und -momente aus der Vorberechnung des Simulationsmodells im Vergleich zum Realdummy.

Verifizierung des Verfahrens

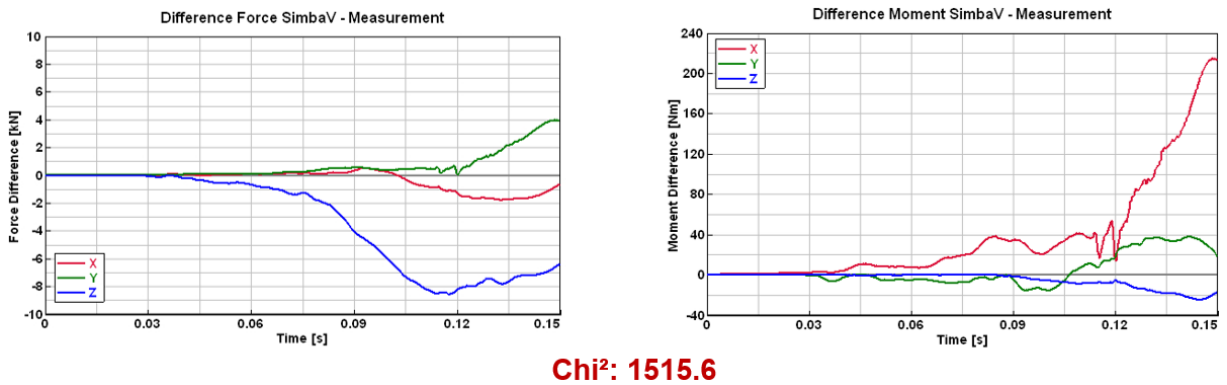


Abbildung 5-5: Verlauf der Kraft- und Momentdifferenzen aller Einzelrichtungen aus der Vorberechnung des Simulationsmodells (TEST1719B2)

Es ist ersichtlich, dass die maximale Kraftabweichung in X-Richtung absolut gesehen etwa 2kN und in Y-Richtung 4kN beträgt. Mit einem Absolutwert von etwa 9kN weisen die Kräfte in Z-Richtung die maximale Abweichung der einzelnen Koordinatenrichtungen auf. Für die zugehörigen Momente ergibt sich in X-Richtung eine maximale Abweichung aller Einzelrichtungen von etwa 230Nm. Die Abweichung in Y-Richtung beträgt etwa 40Nm und in Z-Richtung absolut gesehen etwa 20Nm. Auf Basis der kombinierten Bewertung der Kräfte und Momente resultiert daraus ein Chi²-Wert von 1515.6.

Durch die Optimierung der einzelnen Berechnungsparameter und damit der Bahnvorgabekurve ergibt sich eine Reduktion der maximalen Kraftdifferenzen für alle Einzelrichtungen. Der grafische Verlauf der Abweichungsdifferenzen der Kräfte und Momente ist in Abbildung 5-6 dargestellt.

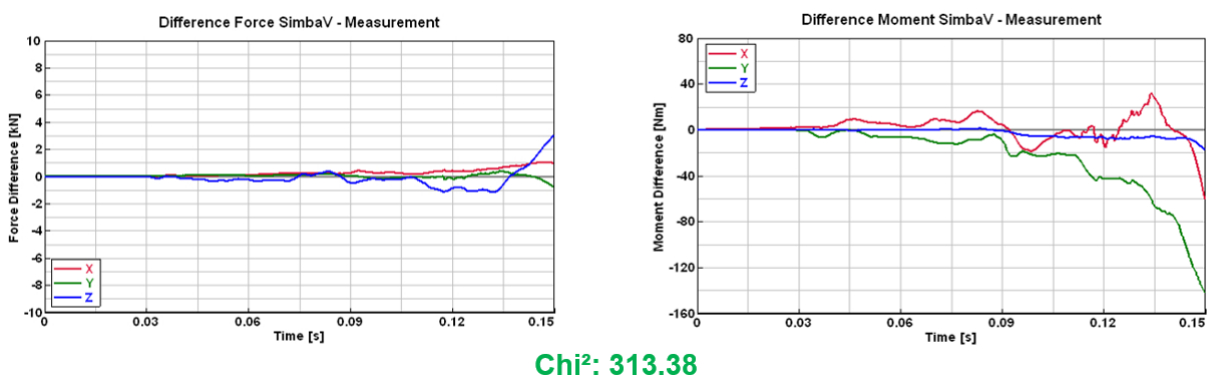


Abbildung 5-6: Verlauf der Kraft- und Momentdifferenzen aller Einzelrichtungen aus der Optimierung des Simulationsmodells (TEST1719B2)

Der Maximalwert der Kraftdifferenzen aus allen Einzelrichtungen beträgt dabei 3kN und betrifft wiederum die Koordinatenrichtung in Z. Durch den Optimierungsprozess konnte dieser Wert um 5kN bezogen auf das Vorberechnungsergebnis verringert werden. Für die Differenz in X-Richtung ergibt sich eine Verbesserung um 1kN und die Kraftabweichung in Y-Richtung konnte von 4kN auf 1kN reduziert werden. Die maximale Differenz aus dem Momentverlauf in X-

Richtung beträgt absolut gesehen etwa 70Nm und konnte damit um rund 160Nm verbessert werden. Im Gegensatz dazu wurde die Momentabweichung in Y-Richtung mit einem Maximalwert von absolut gesehen 150Nm um rund 110Nm verschlechtert. Die Momentdifferenz in Z-Richtung hat sich mit einem Absolutwert von 20kN gegenüber der Vorberechnung nicht verändert. Mit einem Chi^2 -Wert von 313.38 aus dem Optimierungsprozess wurde die Ergebnisqualität in Summe um etwa 80% verbessert. Im Vergleich mit der durchschnittlich erreichten Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche kann dieses Optimierungsergebnis folglich als sehr gut eingestuft werden.

Die Endergebnisse der Thoraxoptimierung aller 83 Dummyauswertungen sind in Abbildung 5-7 anhand der jeweiligen Chi^2 -Werte dargelegt. Als Endergebnis gilt dabei entweder das Ergebnis aus dem Standardoptimierungsprozess oder das Ergebnis aus einem notwendigen Reloop, sofern der Nackendifferenzwinkel nach der Standardoptimierung nicht innerhalb des Toleranzbereiches lag.

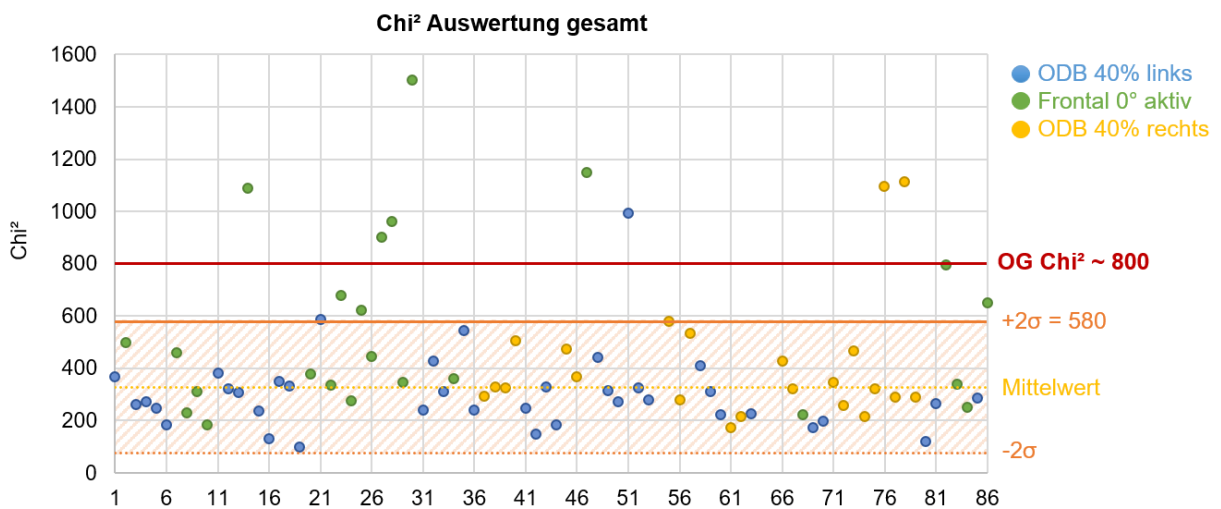


Abbildung 5-7: Chi^2 Auswertung der Thoraxoptimierung

Mit den Erfahrungswerten aus der Methodenentwicklung wird für die Beurteilung der Thoraxauswertungen in einem ersten Ansatz ein Chi^2 -Wert von 800 als allgemeine Plausibilitätsgrenze eines Optimierungsergebnisses festgelegt. Für Auswertungen in Angrenzung an diesen Wert gilt es, die Plausibilität anhand von gezielten Ergebnisuntersuchungen gesondert zu beurteilen. Die Grenze ist als rote Linie in der vorliegenden Grafik eingezeichnet.

Aus einer Detailbetrachtung der vorliegenden Chi^2 -Werte geht hervor, dass der Plausibilitätsgrenzwert von acht Einzelergebnissen eindeutig überschritten wird und ein Ergebnis knapp am Grenzwert liegt. Mit dieser Einordnung ergeben sich in Summe neun Dummyauswertungen, welche einer Detailanalyse bzw. Ursachenforschung bezüglich ihrer Plausibilität unterzogen werden müssen und für die nachfolgende Bestimmung von

allgemeinen Bewertungskriterien vorerst ausgeschlossen werden. Die Optimierung der Thoraxkinematik nach dem SimbaV Standard liefert somit für 89% der Dummies ein plausibles Ergebnis, wobei 46% dieser Auswertungen mit einem Chi²-Wert kleiner 300 innerhalb der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche liegen.

Für sämtliche als plausibel eingestufte Auswertungsergebnisse wird damit ein mittlerer Chi²-Wert (μ) von 327.17 sowie eine zugehörige Standardabweichung (σ) von 125.78 erreicht. Um die Ergebnisqualität der einzelnen Chi²-Werte abschätzen zu können, werden in einem weiteren Ansatz zwei Grenzwerte auf Basis dieses Mittelwertes und der zugehörigen Standardabweichung gebildet. Die beiden Grenzwerte werden als +1 σ -Grenze und +2 σ -Grenze bezeichnet und berechnen sich nach den Formeln in Tabelle 5-2. Die +2 σ -Grenze ist dabei in Abbildung 5-7 als orange gefärbte Linie gekennzeichnet.

Tabelle 5-2: Grenzwerte zur Abschätzung der Ergebnisqualität

+1 σ -Grenze	Grenzwert _{1σ} = Mittelwert μ + 1 * Standardabweichung σ	= 578.73
+2 σ -Grenze	Grenzwert _{2σ} = Mittelwert μ + 2 * Standardabweichung σ	= 452.95

Mit den beiden Berechnungsschemata werden in weiterer Folge sämtliche Chi²-Werte unterhalb der +1 σ -Grenze einem sehr guten Auswertungsergebnis und alle Auswertungen unterhalb der jeweiligen +2 σ -Grenze einem akzeptablen Auswertungsergebnis zugeordnet. Damit ergeben sich zwei spezifische Bewertungskriterien wonach die Ergebnisqualität aller vorliegenden Auswertungen für eine gesamtheitlichen Betrachtung eingeteilt werden kann. Mit der Einordnung nach diesen Kriterien liegen 84% der plausiblen Auswertungen unterhalb der +1 σ -Grenze und weisen damit sehr gute Ergebnisqualität auf. In Summe liegen 93% dieser Auswertungen unterhalb der +2 σ -Grenze und liefern damit eine zumindest akzeptable Ergebnisqualität.

Die Dauer des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik ist neben der Leistung und Auslastung des eingesetzten Rechners sowie der Anzahl an Berechnungsabfolgen jedes Iterationsdurchgangs auch von der CPU-Anzahl der Finite-Elemente-Berechnung abhängig. Eine diesbezügliche Ergebnisanalyse der Standard-Optimierung der Dummyauswertungen von *Block 1* ist in Tabelle 5-3 aufgelistet.

Tabelle 5-3: Analyse der Auswertungsdauer der Thoraxoptimierung für Block 1

Auswertungs-ID	Dauer	Auswertungs-ID	Dauer	Auswertungs-ID	Dauer
TEST1701B1	09:37:23	TEST1711B1	11:12:33	TEST1721B1	10:13:04
TEST1702B1	10:06:38	TEST1712B1	08:09:57	TEST1722B1	08:07:25
TEST1703B1	02:50:14	TEST1713B1	09:17:03	TEST1723B1	10:48:57
TEST1704B1	11:05:28	TEST1714B1	09:24:33	TEST1724B1	10:18:37
TEST1705B1	09:42:49	TEST1715B1	10:18:47	TEST1725B1	04:12:22
TEST1706B1	09:22:38	TEST1716B1	09:07:58	TEST1726B1	04:34:14
TEST1707B1	10:24:11	TEST1717B1	09:19:06	TEST1727B1	03:06:43
TEST1708B1	09:28:13	TEST1718B1	03:58:33	TEST1728B1	08:24:53
TEST1709B1	08:51:35	TEST1719B1	05:49:43	TEST1729B1	02:10:42
TEST1710B1	06:21:23	TEST1720B1	10:48:30	TEST1730B1	11:05:38
Ø 08:16:40					

Bei Durchführung der Finite-Elemente-Berechnungen mit je einem CPU ergibt sich damit für den Optimierungsprozess eine durchschnittliche Zeitdauer von rund acht Stunden. Eine Zeitdauer für einzelne Dummyauswertungen weit unterhalb des durchschnittlichen Zeitrahmens kann mit Ausgangswerten, welche nur geringe Abweichungen zum Optimierungsergebnis aufweisen, begründet werden. Infolgedessen werden im Optimierungsprozess weniger Iterationsdurchgänge (Loops) bis zum Erreichen einer stabilen Lösung benötigt.

Lag der Nackendifferenzwinkel des Dummymodells nach diesem Optimierungsvorgang nicht innerhalb des geforderten Toleranzbereiches, so musste ein Reloop-Optimierungsprozess auf Basis der neu interpretierten Einmessdaten durchgeführt werden. Die Ergebnisse aus diesem Verfahrensschrittes auf betreffende Auswertungen ist in Tabelle 5-4 aufgelistet.

Tabelle 5-4. Analyse der Auswertungsdauer des Thorax-Reloops für Block 1

Auswertungs-ID	Dauer	Auswertungs-ID	Dauer	Auswertungs-ID	Dauer
TEST1701B1		TEST1711B1	06:53:35	TEST1721B1	
TEST1702B1		TEST1712B1	07:24:24	TEST1722B1	06:43:12
TEST1703B1	08:37:19	TEST1713B1	08:59:51	TEST1723B1	
TEST1704B1		TEST1714B1		TEST1724B1	04:06:04
TEST1705B1	06:53:55	TEST1715B1		TEST1725B1	
TEST1706B1		TEST1716B1		TEST1726B1	03:54:28
TEST1707B1		TEST1717B1		TEST1727B1	08:58:35
TEST1708B1	05:03:45	TEST1718B1	07:51:16	TEST1728B1	06:10:17
TEST1709B1	05:59:16	TEST1719B1		TEST1729B1	
TEST1710B1	05:11:50	TEST1720B1		TEST1730B1	
Ø 06:37:42					

Die Durchführung eines Reloop-Optimierungsprozesses nimmt dabei einen Zeitaufwand von etwa 6.5 Stunden in Anspruch. Für einen gesamten Optimierungsprozess mit Reloop ergibt sich damit in Summe eine durchschnittliche Auswertungszeit von 15 Stunden.

5.3 Detailanalyse

Aus der gesamtheitlichen Betrachtung aller Optimierungsergebnisse nach ihrem Chi²-Wert werden keine Informationen über einen möglichen Einfluss einzelner Versuchsparameter auf die Thoraxoptimierung gewonnen. Um einen diesbezüglichen Zusammenhang aufzeigen zu können, erfolgt in diesem Kapitel eine Detailanalyse sämtlicher Auswertungsergebnisse nach definierten Bewertungsgruppen.

5.3.1 Bewertungsgruppen

Für die Definition der Bewertungsgruppen werden die Kraft- und Momentdifferenzen aller als plausibel eingestuften Dummyauswertungen gegenübergestellt. Aus der Analyse geht hervor, dass die Auswertungsergebnisse keine Abhängigkeit zu einem bestimmten Fahrzeugtyp aufweisen. Im Gegensatz dazu ergeben sich jedoch Systematiken bei den Verläufen der Kraft- und Momentabweichungen, welche einzelnen Lastfällen sowie der Sitzposition als Fahrer oder Beifahrer direkt zugeordnet werden können. Mit dieser Gegebenheit ist eine weitere Unterteilung der der Auswertungsergebnisse nach den einzelnen Versuchskonstellationen erforderlich, wonach die einzelnen Bewertungsgruppen für die nachfolgende Detailanalyse auf Basis der in Kapitel 3.2.3 beschriebenen Versuchsgruppen gebildet werden. Eine weitere Unterteilung nach Fahrzeugtyp wird wegen des nicht zuweisbaren Einflusses vernachlässigt. Die grafische Veranschaulichung der Verläufe aller Kraft- und Momentdifferenzen nach den definierten Bewertungsgruppen ist dem Anhang in Kapitel 13 beigelegt.

5.3.1.1 Versuchsgruppe 1

Die Versuchsgruppe 1 setzt sich aus dem Lastfall *ODB 40% links* zusammen und beinhaltet eine Unterteilung nach Sitzposition als Fahrer (Versuchsgruppe 1-1) und Beifahrer (Versuchsgruppe 1-2).

Versuchsgruppe 1-1

Die Chi²-Werte der Vorberechnung und Optimierung der Thoraxkinematik dieser Versuchsgruppe sind in Tabelle 5-5 aufgelistet.

Tabelle 5-5: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 1-1

	Auswertungs-ID	Chi² Vorberechnung	Chi² Optimierung
1	TEST1701B1	2483.83	368.23
2	TEST1703B1	953.78	262.32
3	TEST1705B1	3848.77	245.98
4	TEST1711B1	3360.46	380.18
5	TEST1712B1	2874.73	323.43
6	TEST1715B1	1237.65	236.36
7	TEST1717B1	1794.53	349.53
8	TEST1702B2	1127.46	428.62
9	TEST1703B2	1690.26	309.76
10	TEST1705B2	2075.59	543.76
11	TEST1711B2	3063.12	247.51
12	TEST1713B2	354.86	327.15
13	TEST1718B2	1274.73	441.84
14	TEST1720B2	396.60	273.26
15	TEST1723B2	1597.73	279.28
16	TEST1728B2	3348.94	410.85
17	TEST1729B2	1107.19	310.21
18	TEST1739B2	326.49	172.06
19	TEST1750B2	1307.91	120.48
20	TEST1755B2	604.71	288.08

Aus den einzelnen Chi²-Werten der Tabelle geht hervor, dass TEST1705B2 mit einem Chi²-Wert von 543.76 das schlechteste Optimierungsergebnis dieser Versuchsgruppe aufweist (rot markiert), während für TEST1750B2 mit einem Chi²-Wert von 120.48 das beste Ergebnis erreicht wurde (grün markiert). Aus dem Vergleich der einzelnen Ergebnisse der Vorberechnung ist kein direkter Zusammenhang mit der Ergebnisqualität des Optimierungsergebnisses erkennbar. Beispielsweise weist TEST1711B2 mit einem Chi²-Wert von 3063.12 zwar ein schlechteres Vorberechnungsergebnis als TEST1705B2 auf, das Optimierungsergebnis für TEST1711B2 liefert mit einem Chi²-Wert von 247.51 jedoch eine wesentlich bessere Ergebnisqualität als TEST1705B2. Eine grafische Darstellung der vorliegenden Optimierungsergebnisse befindet sich in Abbildung 5-8.

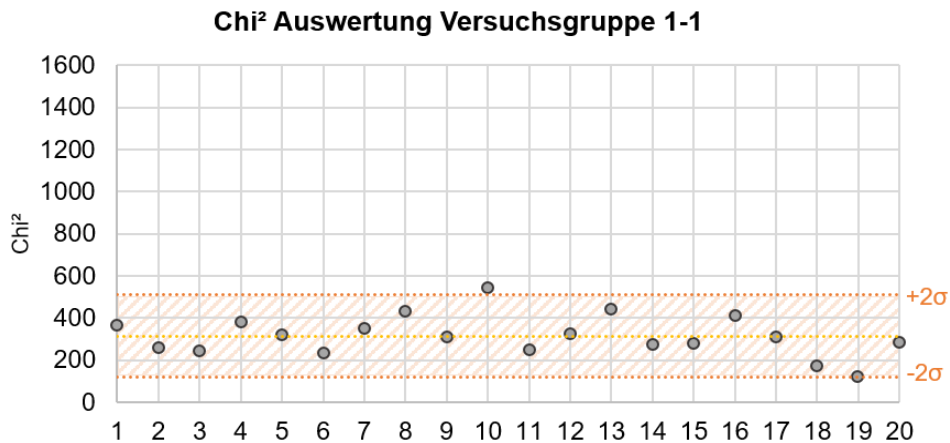


Abbildung 5-8: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 1-1

Die Ergebnisanalyse liefert das Resultat, dass keine Thoraxauswertung dieser Versuchsgruppe außerhalb der Plausibilitätsgrenze mit einem Chi²-Wert von 800 liegt. Mit der Erfüllung der Plausibilitätskriterien ergeben sich somit 20 Auswertungsergebnisse, welche folglich die Grundlage zur Bestimmung von Qualitätskriterien bilden. Für eine Kategorisierung der Ergebnisqualität wird dazu in einem ersten Ansatz die in Kapitel 5.2.3 definierte Berechnungsgrundlage der +1σ-Grenze und +2σ-Grenze herangezogen. Die Gesamtbetrachtung der Einzelergebnisse liefert einen mittleren Chi²-Wert von 315.94 sowie eine Standardabweichung von 97.15. Aus der Überführung der beiden Resultate in die Berechnungsformeln der beiden Grenzwerte ergibt sich für die +1σ-Grenze ein Chi²-Maximalwert von 413.10 und für die +2σ-Grenze ein Chi²-Maximalwert von 510.25. In Summe weisen damit 85% der Auswertungsergebnisse einen Chi²-Wert unterhalb der +1σ-Grenze und 95% einen Chi²-Wert unterhalb der +2σ-Grenze auf. Für eine einfachere Überschaubarkeit ist der Bereich von -2σ bis +2σ in der Grafik orange hinterlegt. Des Weiteren liegen 45% der Auswertungen innerhalb der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche.

Eine Auswertung der Optimierungsergebnisse nach der zugehörigen DisParafit-Funktion ist in Tabelle 5-6 aufgelistet.

Tabelle 5-6: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 1-1

<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Relative Thoraxabweichung [mm]</i>	<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Relative Thoraxabweichung [mm]</i>
TEST1701B1	2.8	TEST1711B2	-3.5
TEST1703B1	-2.8	TEST1713B2	0.7
TEST1705B1	-3.6	TEST1718B2	5.7
TEST1711B1	3.3	TEST1720B2	-2.3
TEST1712B1	0.5	TEST1723B2	-2.1
TEST1715B1	-4.0	TEST1728B2	4.5
TEST1717B1	1.9	TEST1729B2	-0.4
TEST1702B2	5.2	TEST1739B2	-6.3
TEST1703B2	-0.4	TEST1750B2	-7.9
TEST1705B2	8.8	TEST1755B2	-1.6

Die maximale Abweichung ergibt sich dabei äquivalent zum Chi²-Ergebnis für TEST1705B2 und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 8.8mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe (Chi² = 315.94). Die geringste Abweichung wird ebenfalls äquivalent zum Chi²-Wert von TEST1750B2 erzielt. Mit der errechneten Abweichung weist das vorliegende Auswertungsergebnis eine um 7.9mm geringere resultierende Abweichung der Thoraxkinematik im Vergleich zum Durchschnitt dieser Versuchsgruppe auf.

Versuchsgruppe 1-2

Die Chi²-Werte der Vorberechnung und Optimierung der Thoraxkinematik für Versuchsgruppe 1-2 sind in Tabelle 5-7 aufgelistet.

Tabelle 5-7: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 1-2

	Auswertungs-ID	Chi² Vorberechnung	Chi² Optimierung
1	TEST1704B1	1407.20	271.86
2	TEST1706B1	326.70	183.07
3	TEST1713B1	3172.60	309.13
4	TEST1716B1	527.98	130.45
5	TEST1718B1	793.24	331.17
6	TEST1719B1	325.68	100.30
7	TEST1721B1	1513.29	588.29
8	TEST1701B2	2576.43	239.67
9	TEST1706B2	592.75	242.17
10	TEST1712B2	2212.45	146.82
11	TEST1714B2	1019.46	183.42
12	TEST1719B2	1515.60	313.38
13	TEST1721B2	3724.47	993.41
14	TEST1722B2	679.68	325.31
15	TEST1730B2	1060.22	222.88
16	TEST1733B2	474.01	226.17
17	TEST1740B2	290.78	197.19
18	TEST1751B2	1711.72	266.53

Aus den einzelnen Chi²-Werten der Tabelle ist ersichtlich, dass TEST1721B1 mit einem Chi²-Wert von 588.29 das schlechteste Optimierungsergebnis der als plausibel eingestufenen Auswertungen dieser Versuchsgruppe aufweist (rot markiert), während für TEST1719B1 mit einem Chi²-Wert von 100.30 das beste Ergebnis erzielt wurde (grün markiert). Das Optimierungsergebnis von TEST1721B2 liegt mit einem Chi²-Wert von 993.41 außerhalb der Plausibilitätsgrenze und ist in der Tabelle dunkelgrau hinterlegt. Aus einem Vergleich der einzelnen Ergebnisse der Vorberechnung ist erneut kein direkter Zusammenhang mit dem Optimierungsergebnis erkennbar. Beispielsweise weist TEST1721B2 trotz einer unplausiblen Thoraxoptimierung nur einen Chi²-Wert von 3724.47 in der Vorberechnung auf, während das Vorberechnungsergebnis derselben Größenordnung für TEST1713B1 ein Optimierungsergebnis mit einem Chi²-Wert von 309.13 liefert. Die grafische Darstellung der vorliegenden Optimierungsergebnisse befindet sich in Abbildung 5-9.

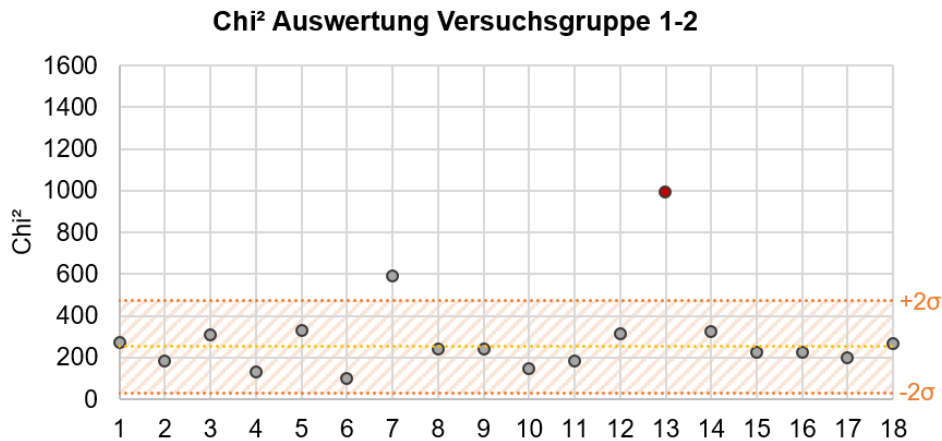


Abbildung 5-9: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 1-2

Aus der grafischen Ergebnisübersicht der Optimierungen ist gleichfalls klar erkennbar, dass das Auswertungsergebnis von TEST1721B2 außerhalb der Plausibilitätsgrenze liegt (rot markiert) und damit 17 Auswertungsergebnisse die Grundlage zur Bestimmung der Qualitätskriterien für diese Bewertungsgruppe liefern. Aus der Gesamtbetrachtung aller plausiblen Einzelergebnisse ergibt sich ein mittlerer Chi²-Wert von 251.64 mit einer Standardabweichung von 110.52. Eingesetzt in die beiden Formeln zur Berechnung der σ -Grenzwerte ergibt sich in weiterer Folge für die $+1\sigma$ -Grenze ein Chi²-Maximalwert von 362.16 und für die $+2\sigma$ -Grenze ein Chi²-Maximalwert von 472.68. Mit der diesbezüglichen Auswertung aller plausiblen Optimierungsergebnisse weisen 94% der Auswertungsergebnisse einen Chi²-Wert sowohl unterhalb der $+1\sigma$ -Grenze als auch unterhalb der $+2\sigma$ -Grenze auf. Des Weiteren liegen 71% der plausiblen Auswertungen innerhalb der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche.

Die Auswertung der Optimierungsergebnisse nach der zugehörigen DisParafit-Funktion befindet sich in Tabelle 5-8.

Tabelle 5-8: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 1-2

Auswertungs-ID	Relative Thoraxabweichung [mm]	Auswertungs-ID	Relative Thoraxabweichung [mm]
TEST1704B1	0.8	TEST1712B2	-3.8
TEST1706B1	-2.5	TEST1714B2	-2.5
TEST1713B1	2.2	TEST1719B2	2.3
TEST1716B1	-4.3	TEST1721B2	18.6
TEST1718B1	2.9	TEST1722B2	2.7
TEST1719B1	-5.2	TEST1730B2	-1.1
TEST1721B1	10.2	TEST1733B2	-1.0
TEST1701B2	-0.5	TEST1740B2	-2.1
TEST1706B2	-0.4	TEST1751B2	0.6

Die maximale Abweichung aller plausiblen Auswertungen ergibt sich nach dieser Tabelle, wiederum äquivalent zum χ^2 -Ergebnis, für TEST1721B1 und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 10.2mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe ($\chi^2 = 251.64$). Die geringste Abweichung betrifft äquivalent zum χ^2 -Wert das Abweichungsergebnis von TEST1719B1. Mit der errechneten Thoraxabweichung weist das vorliegende Auswertungsergebnis eine um 5.2mm geringere resultierende Abweichung der Thoraxkinematik im Vergleich zum Durchschnitt dieser Versuchsgruppe auf. Die Thoraxkinematik von TEST1721B2 weicht um 18.6mm von der durchschnittlichen Ergebnisqualität ab und bestätigt mit diesem Wert seine Einstufung als unplausibles Ergebnis.

In Summe ergibt sich für die gesamte Versuchsgruppe 1 somit nur ein Auswertungsergebnis außerhalb der Plausibilitätsgrenze sowie ein maximaler χ^2 -Wert aller plausiblen Auswertungen von 588.29 (TEST1721B1 aus Versuchsgruppe 1-2). Die zugehörige relative Thoraxabweichung dieser Auswertung im Vergleich zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe beträgt dabei 10.2mm. Des Weiteren liefern die Optimierungsergebnisse beider Versuchsgruppen sehr ähnliche Resultate, wobei jene Versuchsgruppe mit dem Dummy als Beifahrer im Durchschnitt eine geringfügig bessere Ergebnisqualität aufweist. Ein direkter Zusammenhang der Vorberechnungsergebnisse zu jenen der Optimierung ist nicht gegeben. Mit einer Kategorisierung der Einzelergebnisse nach den jeweiligen σ -Grenzen ergibt sich für die Versuchsgruppe 1 ein gesamtheitlicher Optimierungserfolg von 97%.

5.3.1.2 Versuchsgruppe 2

Die Versuchsgruppe 2 wird aus dem Lastfall *Frontal 0° aktiv* mit einer Unterteilung der Dummies nach Fahrer (Versuchsgruppe 2-1) und Beifahrer (Versuchsgruppe 2-2) gebildet.

Versuchsgruppe 2-1

Die χ^2 -Werte der Vorberechnung und Optimierung der Thoraxkinematik dieser Versuchsgruppe sind in Tabelle 5-9 aufgelistet.

Tabelle 5-9: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 2-1

	Auswertungs-ID	Chi² Vorbereitung	Chi² Optimierung
1	TEST1702B1	2958.6	499.53
2	TEST1707B1	2780.34	460.82
3	TEST1710B1	708.70	184.56
4	TEST1714B1	6259.52	1087.37
5	TEST1723B1	5517.04	677.30
6	TEST1725B1	3324.39	621.52
7	TEST1726B1	1888.68	445.93
8	TEST1727B1	3788.01	901.48
9	TEST1729B1	1252.41	346.49
10	TEST1730B1	9979.03	1499.24
11	TEST1704B2	1163.86	362.42
12	TEST1717B2	10591.28	1147.23
13	TEST1738B2	1412.03	222.28
14	TEST1752B2	11554.5	792.30
15	TEST1754B2	3089.22	251.09
16	TEST1756B2	1368.00	651.81

Aus den einzelnen Chi²-Werten der Tabelle geht hervor, dass für TEST1710B1 mit einem Chi²-Wert von 184.56 das beste Ergebnis der als plausibel eingestufenen Auswertungen dieser Versuchsgruppe erzielt wurde (grün markiert), während TEST1723B1 mit einem Chi²-Wert von 677.30 das schlechteste Ergebnis aufweist (rot markiert). Des Weiteren liegen die Optimierungsergebnisse von TEST1714B1, TEST1727B1, TEST1730B1, TEST1717B2 und TEST1752B2 mit einem Chi²-Wert über 800 außerhalb oder im Nahbereich der Plausibilitätsgrenze (dunkelgrau hinterlegt). Aus dem Vergleich der einzelnen Ergebnisse der Vorbereitung ist kein direkter Zusammenhang mit dem Optimierungsergebnis erkennbar, jedoch sind für TEST1730B1, TEST1717B2 und TEST1752B2 auch die Ergebnisse der Vorbereitung mit einem Chi²-Wert von rund 10.000 auffällig hoch. Eine grafische Darstellung der Optimierungsergebnisse befindet sich nachfolgend in Abbildung 5-10.

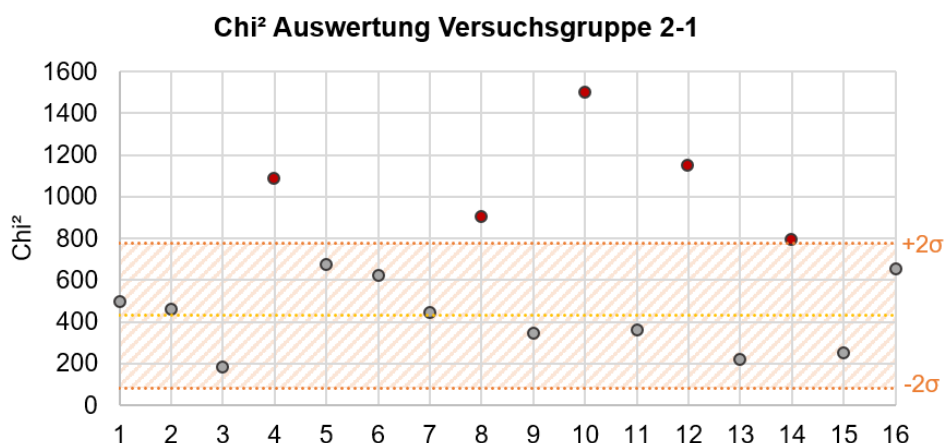


Abbildung 5-10: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 2-1

Mit den fünf Optimierungsergebnissen außerhalb bzw. im Nahbereich der Plausibilitätsgrenze können in dieser Bewertungsgruppe lediglich 11 der 16 Auswertungsergebnisse als Grundlage

für die Bestimmung der Qualitätskriterien herangezogen werden. Die Gesamtbetrachtung aller plausiblen Einzelergebnisse liefert dabei einen mittleren χ^2 -Wert von 429.43 sowie eine Standardabweichung von 173.21. Neben diesem Resultat für die Standardabweichung ist auch in der vorliegenden Grafik deutlich erkennbar, dass die Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe einer starken Schwankung unterliegt. Mit der Übertragung des Mittelwertes und der Standardabweichung in die beiden Formeln zur Bestimmung der σ -Grenzwerte ergibt sich ein χ^2 -Maximalwert für die $+1\sigma$ -Grenze von 602.64 und für die $+2\sigma$ -Grenze ein χ^2 -Maximalwert von 775.85. Damit liegen 73% der Auswertungsergebnisse unterhalb der $+1\sigma$ -Grenze und 100% der Auswertungen unterhalb der $+2\sigma$ -Grenze. In weiterer Folge weisen 27% der plausiblen Auswertungen einen χ^2 -Wert innerhalb der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche auf.

Eine Auswertung der Optimierungsergebnisse nach der zugehörigen DisParafit-Funktion ist in Tabelle 5-10 aufgelistet.

Tabelle 5-10: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 2-1

Auswertungs-ID	Relative Thoraxabweichung [mm]	Auswertungs-ID	Relative Thoraxabweichung [mm]
TEST1702B1	4.5	TEST1729B1	-5.1
TEST1707B1	2.5	TEST1730B1	23.4
TEST1710B1	-10.0	TEST1704B2	-4.4
TEST1714B1	17.8	TEST1717B2	18.7
TEST1723B1	10.1	TEST1738B2	-9.1
TEST1725B1	8.7	TEST1752B2	12.7
TEST1726B1	1.5	TEST1754B2	-8.3
TEST1727B1	14.8	TEST1756B2	9.5

Die maximale Abweichung der plausiblen Auswertungsergebnisse wird äquivalent zum χ^2 -Ergebnis für TEST1723B1 ermittelt und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 10.1mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe ($\chi^2 = 429.43$). Die geringste Abweichung ergibt sich für TEST1710B1, wodurch das vorliegende Auswertungsergebnis eine um 10mm geringere resultierende Abweichung der Thoraxkinematik im Vergleich zum Durchschnitt dieser Versuchsgruppe aufweist. Die fünf als unplausibel eingestuften Thoraxoptimierungen sind dabei auch in der Auswertung nach DisParafit mit Abweichungen von größer 12.7mm klar erkennbar.

Versuchsgruppe 2-2

Die χ^2 -Werte der Vorberechnung und Optimierung der Thoraxkinematik dieser Versuchsgruppe sind in Tabelle 5-11 aufgelistet.

Tabelle 5-11: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 2-2

	Auswertungs-ID	Chi² Vorberechnung	Chi² Optimierung
1	TEST1708B1	2593.93	230.65
2	TEST1709B1	3748.50	311.19
3	TEST1720B1	3111.74	379.35
4	TEST1722B1	3424.63	336.42
5	TEST1724B1	883.51	276.08
6	TEST1728B1	3397.49	961.23
7	TEST1753B2	2993.12	339.26

Die einzelnen Chi²-Werte der Tabelle ergeben, dass TEST1720B1 mit einem Chi²-Wert von 379.35 das schlechteste Ergebnis dieser Versuchsgruppe aufweist (rot markiert), während für TEST1708B1 mit einem Chi²-Wert von 230.65 das beste Ergebnis erreicht wurde (grün markiert). TEST1728B1 liefert mit einem Chi²-Wert von 961.23 ein Ergebnis im Nahbereich der Plausibilitätsgrenze und wurde damit vorerst als unplausibel eingestuft. Ein Vergleich der einzelnen Ergebnisse der Vorberechnung liefert wiederum keinen direkten Zusammenhang mit dem Optimierungsergebnis. Beispielsweise weist TEST17128B1 als unplausible Auswertung mit einem Chi²-Wert von 3397.49 zwar ein besseres Vorberechnungsergebnis als TEST1709B1 auf, das Optimierungsergebnis für TEST1709B1 liefert mit einem Chi²-Wert von 311.19 jedoch eine wesentlich bessere Ergebnisqualität. Die grafische Darstellung der vorliegenden Optimierungsergebnisse befindet sich in Abbildung 5-11.

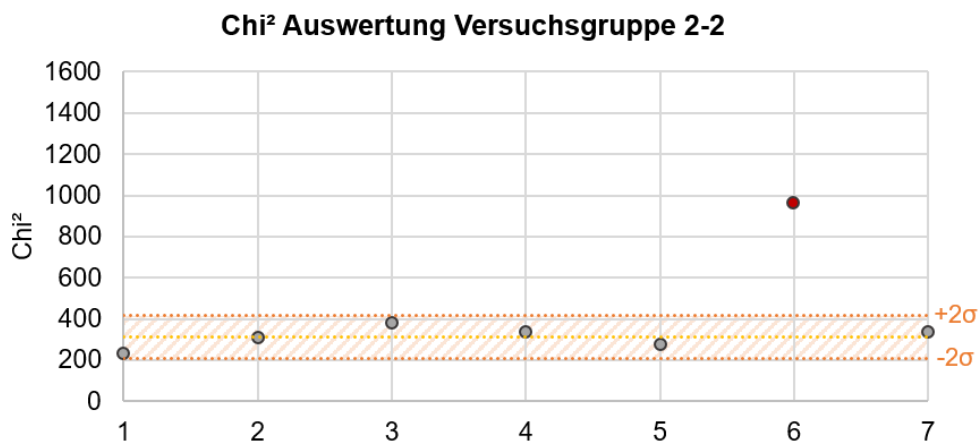


Abbildung 5-11: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 2-2

Mit nur einem als unplausibel eingestuftem Optimierungsergebnis dieser Versuchsgruppe liefern folglich sechs Dummyauswertungen die Grundlage zur Bestimmung der Qualitätskriterien für diese Bewertungsgruppe. Damit ergibt sich ein mittlerer Chi²-Wert von 312.16 sowie eine Standardabweichung von 52.51. Eine Überführung in die Berechnungsformeln der σ -Grenzwerte ergibt für die +1 σ -Grenze einen Chi²-Maximalwert von 364.66 und für die +2 σ -Grenze einen Chi²-Maximalwert von 417.17. Aus der Kategorisierung nach diesen Grenzwerten weisen 83% der Auswertungsergebnisse eine Ergebnisqualität

unterhalb der $+1\sigma$ -Grenze und 100% unterhalb der $+2\sigma$ -Grenze auf. Des Weiteren liegen 33% der Auswertungen innerhalb der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche. Eine Auswertung der Optimierungsergebnisse nach der zugehörigen DisParafit-Funktion ist in Tabelle 5-12 aufgelistet.

Tabelle 5-12: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 2-2

<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Relative Thoraxabweichung [mm]</i>	<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Relative Thoraxabweichung [mm]</i>
TEST1708B1	-3.9	TEST1724B1	-1.9
TEST1709B1	-0.1	TEST1728B1	17.4
TEST1720B1	3.3	TEST1753B2	1.5
TEST1722B1	1.4		

Die maximale Abweichung aller plausiblen Auswertungen ergibt sich nach dieser Tabelle äquivalent zum Chi^2 -Ergebnis für TEST1720B1 und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 3.3mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe ($\text{Chi}^2 = 312.16$). Die geringste Abweichung betrifft äquivalent zum Chi^2 -Wert das Abweichungsergebnis von TEST1708B1. Mit der errechneten Thoraxabweichung weist das vorliegende Auswertungsergebnis eine um 3.9mm geringere resultierende Abweichung der Thoraxkinematik im Vergleich zum Durchschnitt dieser Versuchsgruppe auf. Die Thoraxkinematik von TEST1728B2 weicht um 17.4mm von der durchschnittlichen Ergebnisqualität ab und bestätigt mit diesem Wert seine Einstufung als unplausibles Ergebnis.

Zusammenfassend ergibt sich damit aus der Anwendung des Verfahrens auf die gesamte Versuchsgruppe 2 eine Erfolgsquote von 74% mit 16 von 23 erfolgreich durchgeführten Thoraxoptimierungen. Dabei liegt der Großteil an unplausiblen Optimierungsergebnissen sowie Auswertungen mit einer allgemein geringeren Ergebnisqualität bei jenen Dummies mit der Sitzposition als Fahrer (Versuchsgruppe 2-1). Des Weiteren unterliegen die Chi^2 -Werte dieses Lastfalls einer teils sehr großen Schwankung, was sich in einer Standardabweichung mit einem Chi^2 -Wert von 173.21 widerspiegelt. Mitunter wird auch für diese Versuchsgruppe das schlechteste aller als plausibel eingestuften Optimierungsergebnisse mit einem Chi^2 -Wert von 677.30 (TEST1723B1) erzielt und entspricht einer absoluten Thoraxabweichung von 10.1mm im Vergleich zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität ($\text{Chi}^2 = 429.43$). Die Ergebnisqualität sämtlicher plausibel ausgewerteter Versuche mit Funktion als Beifahrer liegt im Gegensatz dazu nur knapp über der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche. Eine mögliche Ursache dieser stark schwankenden Ergebnisqualität kann mit einer generellen Sensitivität des Lastfalls infolge einer fehlenden bzw. nur minimalen Bewegung der Dummies in Y-Richtung begründet werden. Ein zusätzlicher Einfluss auf den Optimierungserfolg wird durch die „härtere“ Aufprallsituation dieses Lastfalls verursacht. Ein Zusammenhang der Vorberechnungsergebnisse zu jenen der Optimierung ist wiederum nicht erkennbar. Für TEST1730B1, TEST1717B2 und TEST1752B2 sind die Ergebnisse der Vorberechnung mit einem Chi^2 -Wert von rund 10.000 jedoch auffällig hoch.

5.3.1.3 Versuchsgruppe 3

Die Versuchsgruppe 3 betrifft den Lastfall *ODB 40% rechts* und wird mit der jeweiligen Dummyposition als Fahrer oder Beifahrer in Versuchsgruppe 3-1 und 3-2 aufgeteilt.

Versuchsgruppe 3-1

Die Chi²-Werte der Vorberechnung und Optimierung der Thoraxkinematik dieser Versuchsgruppe sind in Tabelle 5-13 aufgelistet.

Tabelle 5-13: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 3-1

	Auswertungs-ID	Chi² Vorberechnung	Chi² Optimierung
1	TEST1708B2	1050.1	328.55
2	TEST1710B2	5869.13	506.26
3	TEST1716B2	4318.39	368.33
4	TEST1725B2	1847.07	579.08
5	TEST1727B2	3519.74	533.85
6	TEST1732B2	5365.41	216.78
7	TEST1737B2	824.18	323.27
8	TEST1742B2	1296.72	259.43
9	TEST1744B2	1073.24	214.02
10	TEST1746B2	8140.54	1094.57
11	TEST1748B2	8709.34	1113.62
12	TEST1749B2	886.72	288.69

Aus den einzelnen Chi²-Werten der Tabelle geht hervor, dass TEST1725B2 mit einem Chi²-Wert von 579.08 das schlechteste Optimierungsergebnis dieser Versuchsgruppe aufweist (rot markiert), während für TEST1744B2 mit einem Chi²-Wert von 214.02 das beste Ergebnis erreicht wurde (grün markiert). Des Weiteren liegen die Optimierungsergebnisse von TEST1746B2, TEST1748B2 mit einem Chi²-Wert über 1.000 außerhalb der Plausibilitätsgrenze (dunkelgrau hinterlegt). Aus dem Vergleich der einzelnen Ergebnisse der Vorberechnung ist kein direkter Zusammenhang mit der Ergebnisqualität des Optimierungsergebnisses erkennbar, jedoch weisen TEST1746B2 und TEST1748B2 mit einem Chi²-Wert von über 8.000 ein ebenfalls auffällig hohes Vorberechnungsergebnis auf. Die grafische Darstellung der Optimierungsergebnisse befindet sich in Abbildung 5-12.

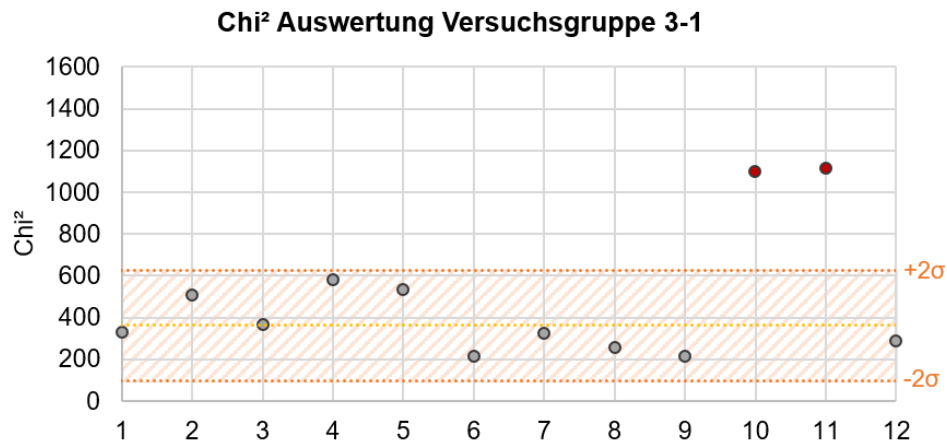


Abbildung 5-12: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 3-1

Aus der Ergebnisanalyse der Optimierungen ergeben sich zwei Auswertungsergebnisse außerhalb der Plausibilitätsgrenze. Darauf basierend bilden zehn Auswertungsergebnisse die Grundlage zur Bestimmung der Qualitätskriterien für diese Bewertungsgruppe. Die Gesamtbetrachtung der plausiblen Einzelergebnisse liefert einen mittleren Chi²-Wert von 361.83 sowie eine Standardabweichung von 132.92. Mit einer Überführung in die Berechnungsformeln der σ -Grenzwerte ergibt sich für die $+1\sigma$ -Grenze ein Chi²-Maximalwert von 494.75 und für die $+2\sigma$ -Grenze ein Chi²-Maximalwert von 627.67. Somit liegen 70% der Auswertungsergebnisse mit ihrem Chi²-Wert unterhalb der $+1\sigma$ -Grenze und 100% unterhalb der $+2\sigma$ -Grenze. Des Weiteren weisen 40% der Auswertungen eine Ergebnisqualität innerhalb jener der Methodenentwicklungsversuche auf.

Die zugehörige Auswertung der Optimierungsergebnisse nach der DisParafit-Funktion ist in Tabelle 5-14 aufgelistet.

Tabelle 5-14: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 3-1

Auswertungs-ID	Relative Thoraxabweichung [mm]	Auswertungs-ID	Relative Thoraxabweichung [mm]
TEST1708B2	-2.2	TEST1737B2	-2.5
TEST1710B2	6.6	TEST1742B2	-5.2
TEST1716B2	0.5	TEST1744B2	-6.7
TEST1725B2	8.7	TEST1746B2	18.5
TEST1727B2	7.4	TEST1748B2	18.7
TEST1732B2	-6.6	TEST1749B2	-4.0

Die maximale Abweichung der plausiblen Auswertungsergebnisse wird äquivalent zum Chi²-Ergebnis für TEST1725B2 ermittelt und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 8.7mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe (Chi² = 361.83). Die geringste Abweichung ergibt sich für TEST1744B2, wodurch das vorliegende Auswertungsergebnis eine um 6.7mm geringere resultierende Abweichung der

Thoraxkinematik im Vergleich zum Durchschnitt dieser Versuchsgruppe aufweist. Die zwei unplausiblen Thoraxoptimierungen sind mit Abweichungen von größer 18mm klar erkennbar.

Versuchsgruppe 3-2

Die Chi²-Werte der Vorberechnung und Optimierung der Thoraxkinematik dieser Versuchsgruppe sind in Tabelle 5-15 aufgelistet.

Tabelle 5-15: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 3-2

	Auswertungs-ID	Chi² Vorberechnung	Chi² Optimierung
1	TEST1707B2	402.59	294.53
2	TEST1709B2	1426.52	326.89
3	TEST1715B2	2429.50	473.85
4	TEST1726B2	4530.62	278.01
5	TEST1731B2	1688.94	174.34
6	TEST1736B2	1024.16	426.09
7	TEST1741B2	514.71	346.30
8	TEST1743B2	1876.84	467.10
9	TEST1745B2	544.59	320.62
10	TEST1747B2	528.21	291.42

Aus den einzelnen Chi²-Werten der Tabelle geht hervor, dass für TEST1731B2 mit einem Chi²-Wert von 174.34 das beste Ergebnis der als plausibel eingestufenen Auswertungen dieser Versuchsgruppe erzielt wurde (grün markiert), während TEST1715B2 mit einem Chi²-Wert von 473.85 das schlechteste Ergebnis aufweist (rot markiert). Die einzelnen Ergebnisse der Vorberechnung liefern wiederum keinen direkten Zusammenhang mit dem Optimierungsergebnis. Beispielsweise weist TEST1715B2 mit einem Chi²-Wert von 2429.50 zwar ein besseres Vorberechnungsergebnis als TEST1726B2 auf, das Optimierungsergebnis für TEST1715B2 liefert mit seinem Chi²-Wert von 473.85 jedoch eine wesentlich schlechtere Ergebnisqualität als jene von TEST1726B2. Eine grafische Darstellung der Optimierungsergebnisse befindet sich nachfolgend in Abbildung 5-13.

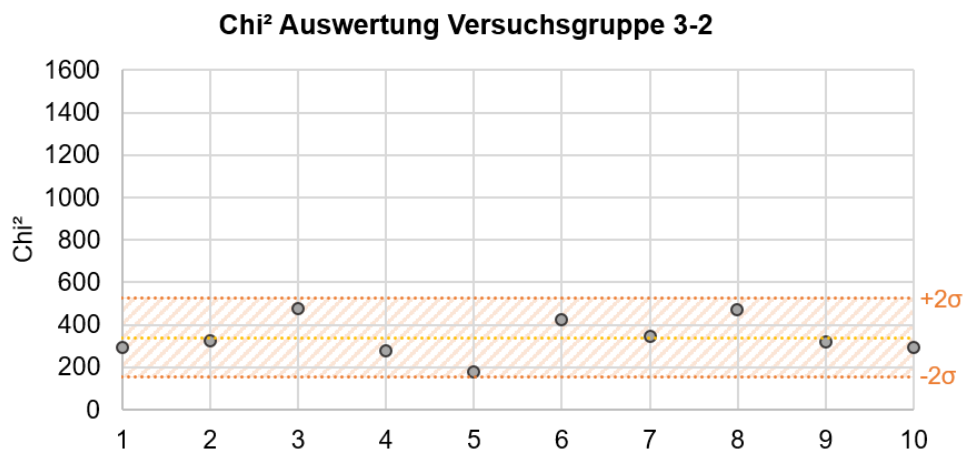


Abbildung 5-13: Chi² Auswertung Versuchsgruppe 3-2

Die Analyse der vorliegenden Thoraxoptimierungen zeigt, dass kein Auswertungsergebnis dieser Versuchsgruppe außerhalb der Plausibilitätsgrenze liegt. Damit liefern alle zehn Auswertungsergebnisse die Grundlage zur Bildung der Qualitätskriterien für diese Bewertungsgruppe. Aus der Gesamtbetrachtung aller Einzelergebnisse ergibt sich dabei ein mittlerer χ^2 -Wert von 339.92 mit einer Standardabweichung von 92.97. Eingesetzt in die beiden Formeln zur Berechnung der σ -Grenzwerte wird in weiterer Folge für die $+1\sigma$ -Grenze ein χ^2 -Maximalwert von 432.88 und für die $+2\sigma$ -Grenze ein χ^2 -Maximalwert von 525.85 ermittelt. Daraus resultierend liegen 80% Auswertungsergebnisse mit ihrem χ^2 -Wert unterhalb der $+1\sigma$ -Grenze und 100% unterhalb der $+2\sigma$ -Grenze. Des Weiteren liegen 40% der Auswertungen mit ihrem χ^2 -Wert innerhalb der Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche. Die Auswertung der Optimierungsergebnisse nach der zugehörigen DisParafit-Funktion befindet sich in Tabelle 5-16.

Tabelle 5-16: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 3-2

<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Relative Thoraxabweichung [mm]</i>	<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Relative Thoraxabweichung [mm]</i>
TEST1707B2	-2.8	TEST1736B2	4.5
TEST1709B2	-0.9	TEST1741B2	0.5
TEST1715B2	6.3	TEST1743B2	6.0
TEST1726B2	-3.5	TEST1745B2	-1.3
TEST1731B2	-7.3	TEST1747B2	-2.9

Die maximale Abweichung ergibt sich dabei äquivalent zum χ^2 -Ergebnis für TEST1715B2 und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 6.3mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität dieser Versuchsgruppe ($\chi^2 = 339.92$). Die geringste Abweichung wird ebenfalls äquivalent zum χ^2 -Wert von TEST1731B2 erzielt. Mit der errechneten Abweichung weist das vorliegende Auswertungsergebnis eine um 7.3mm geringere resultierende Abweichung der Thoraxkinematik im Vergleich zum Durchschnitt dieser Versuchsgruppe auf.

Die Gesamtbetrachtung der Versuchsgruppe 3 zeigt, dass zwei Auswertungen außerhalb der Plausibilitätsgrenze liegen, wodurch diese Versuchsgruppe eine Erfolgsquote von 91% aufweist. Der Maximalwert aller χ^2 -Optimierungsergebnisse beträgt dabei 579.08 für TEST1725B2 und entspricht einer resultierenden Thoraxabweichung von 8.7mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität der Versuchsgruppe 3-1. Des Weiteren kann der allgemeine Optimierungserfolg der übergeordneten Versuchsgruppe 3 mit den übrigen Maximal- und Minimalwerten der χ^2 -Einzelergebnisse mit jenem der Versuchsgruppe 1 in etwa gleichgestellt werden. Ein direkter Zusammenhang der Vorberechnungsergebnisse mit der Optimierung ist dabei ebenfalls nicht gegeben. Damit liefern die Thoraxoptimierungen für einen ODB 40% Lastfall mit dem Dummy als Beifahrer im Durchschnitt eine generell bessere Ergebnisqualität als jene mit dem Dummy an Position als Fahrer. Zusammenfassend ergibt

sich mit somit aus dem ODB-Lastfall eine generell höhere Erfolgsquote als vergleichsweise mit dem Lastfall eines Frontal 0° aktiv Aufpralls.

5.3.2 Bewertungsmatrizen

Mit der Notwendigkeit einer getrennten Betrachtung der Auswertungsergebnisse nach den einzelnen Versuchsgruppen sowie den daraus resultierenden variierenden Ergebnisqualitäten ergeben sich einzelne Bewertungskriterien wonach eine Thoraxoptimierung bewertet werden muss. Aus den daraus definierten Qualitätskriterien werden folglich zwei Bewertungsmatrizen auf Basis der beiden vorliegenden Bewertungsmethoden generiert.

5.3.2.1 Bewertungsmatrix nach Chi²

Die Bewertungsmatrix nach Chi² in Tabelle 5-17 beinhaltet zwei Bewertungskriterien je Versuchsgruppe, wonach ein Chi²-Wert einer Thoraxoptimierung zufolge der ermittelten +1σ- und +2σ-Grenzen als sehr gutes oder akzeptables Auswertungsergebnis eingestuft werden kann. Liegt ein Ergebniswert außerhalb der Toleranzgrenze der jeweiligen Bewertungsgruppe, so werden von der Dummyauswertung die erforderlichen Qualitätskriterien für eine Weiterverwendung der ermittelten Thoraxkinematik nicht erfüllt und die Auswertung muss einer Detailanalyse hinsichtlich möglicher Fehlerquellen unterzogen werden. Die Grundvoraussetzung für eine Bewertung nach dieser Matrix ist die Zuordenbarkeit einer Thoraxoptimierung in eine der vorliegenden Bewertungsgruppen.

Tabelle 5-17: Bewertungsmatrix nach Chi²

Bewertungs- gruppe	Mittelwert Chi²	Standard- abweichung	Sehr gute Auswertung	Akzeptable Auswertung	Grenze Plausibilität
Versuchsgruppe 1-1	316	97	Chi ² < 415	Chi ² < 515	Chi ² ~ 800
Versuchsgruppe 1-2	252	111	Chi ² < 365	Chi ² < 470	
Versuchsgruppe 2-1	429	173	Chi ² < 605	Chi ² < 780	
Versuchsgruppe 2-2	312	53	Chi ² < 365	Chi ² < 420	
Versuchsgruppe 3-1	362	133	Chi ² < 495	Chi ² < 630	
Versuchsgruppe 3-2	340	93	Chi ² < 435	Chi ² < 530	

5.3.2.2 Bewertungsmatrix nach DisParafit

Die Bewertungsmatrix nach DisParafit in Tabelle 5-18 ergibt sich aus der Überführung der in Kapitel 4.3 ermittelten mathematischen Funktionen auf die Auswertungsergebnisse der einzelnen Thoraxoptimierungen. Für die Beurteilung der Ergebnisqualität wurden zwei Grenzwerte auf Basis von Erfahrungswerten aus der Methodenentwicklung sowie aus der Detailanalyse der vorliegenden Auswertungsergebnisse festgelegt. Demnach wird ein Optimierungsergebnis mit einer relativen Thoraxabweichung kleiner gleich 5mm in Bezug auf

seine jeweilige Versuchsgruppe einem sehr guten Auswertungsergebnis und kleiner gleich 10mm einem akzeptablen Auswertungsergebnis zugeordnet. Liegt die berechnete Thoraxabweichung außerhalb der Toleranzgrenze der beiden Bewertungskriterien, so erfüllt die Thoraxkinematik wiederum die geforderten Qualitätskriterien nicht und das Optimierungsergebnis muss einer Detailanalyse hinsichtlich Fehlerquellen unterzogen werden. Da die einzelnen DisParafit-Funktionen nur auf Basis der durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität der einzelnen Versuchskonstellationen in Anwendung gebracht werden können, gilt als Grundvoraussetzung für die Bestimmung der Thoraxabweichungen die Zuordenbarkeit der einzelnen Thoraxoptimierungen in eine der vorliegenden Bewertungsgruppen nach Tabelle 5-17. Ein wesentlicher Vorteil dieser Bewertungsmethode gegenüber der Bewertungsmatrix nach Chi² ist die gesamtheitliche Vergleichbarkeit der Beurteilungsergebnisse ohne weitere Klassifizierungen nach verschiedenen Versuchskonstellationen.

Tabelle 5-18: Bewertungsmatrix nach DisParafit

Relative Thoraxabweichung nach DisParafit	Beurteilung des Auswertungsergebnisses
$\leq +5mm$	Sehr gute Auswertung
$\leq +10mm$	Akzeptable Auswertung
$> +10mm$	Grenze Plausibilität

5.3.3 Bewertung des Optimierungserfolgs

Als Ausgangspunkt für die Ermittlung des allgemeinen Optimierungserfolgs wird eine Beurteilung aller in dieser Arbeit vorliegenden Thoraxoptimierungen nach den definierten Bewertungsmatrizen durchgeführt. Die Ergebnisse sind dabei in Tabelle 5-20 aufgelistet und für eine anschließende Bewertung in ihrer Gesamtheit in Tabelle 5-21 zusammengefasst.

Für die übersichtlichere Darstellung der Ergebnisbewertung werden die einzelnen Beurteilungskriterien der Bewertungsmatrizen mit Buchstabenkürzeln nach Tabelle 5-19 versehen. Dabei bedeutet Kategorie A ein sehr gutes und Kategorie B ein akzeptables Auswertungsergebnis. Erfolgt eine Zuteilung in Kategorie C, so liegt das Auswertungsergebnis außerhalb des geforderten Qualitätskriterien und muss weiteren Analysen bzw. getrennten Bewertungen unterzogen werden.

Tabelle 5-19: Beurteilungskürzel der Bewertungsmatrizen

Beurteilung des Auswertungsergebnisses	Beurteilungskategorie
Sehr gute Auswertung	A
Akzeptable Auswertung	B
Detailanalyse erforderlich	C

Verifizierung des Verfahrens

Tabelle 5-20: Beurteilung der Einzelergebnisse

Auswertungs-ID	Beurteilung Chi ²	Beurteilung DisParafit	Auswertungs-ID	Beurteilung Chi ²	Beurteilung DisParafit
TEST1701B1	A	A	TEST1713B2	A	A
TEST1702B1	A	A	TEST1714B2	A	A
TEST1703B1	A	A	TEST1715B2	B	B
TEST1704B1	A	A	TEST1716B2	A	A
TEST1705B1	A	A	TEST1717B2	C	C
TEST1706B1	A	A	TEST1718B2	B	B
TEST1707B1	A	A	TEST1719B2	A	A
TEST1708B1	A	A	TEST1720B2	A	A
TEST1709B1	A	A	TEST1721B2	C	C
TEST1710B1	A	A	TEST1722B2	A	A
TEST1711B1	A	A	TEST1723B2	A	A
TEST1712B1	A	A	TEST1725B2	B	B
TEST1713B1	A	A	TEST1726B2	A	A
TEST1714B1	C	C	TEST1727B2	B	B
TEST1715B1	A	A	TEST1728B2	A	A
TEST1716B1	A	A	TEST1729B2	A	A
TEST1717B1	A	A	TEST1730B2	A	A
TEST1718B1	A	A	TEST1731B2	A	A
TEST1719B1	A	A	TEST1732B2	A	A
TEST1720B1	B	A	TEST1733B2	A	A
TEST1721B1	C	C	TEST1736B2	A	A
TEST1722B1	A	A	TEST1737B2	A	A
TEST1723B1	B	C	TEST1738B2	A	A
TEST1724B1	A	A	TEST1739B2	A	A
TEST1725B1	B	B	TEST1740B2	A	A
TEST1726B1	A	A	TEST1741B2	A	A
TEST1727B1	C	C	TEST1742B2	A	A
TEST1728B1	C	C	TEST1743B2	B	B
TEST1729B1	A	A	TEST1744B2	A	A
TEST1730B1	C	C	TEST1745B2	A	A
TEST1701B2	A	A	TEST1746B2	C	C
TEST1702B2	B	B	TEST1747B2	A	A
TEST1703B2	A	A	TEST1748B2	C	C
TEST1704B2	A	A	TEST1749B2	A	A
TEST1705B2	C	B	TEST1750B2	A	A
TEST1706B2	A	A	TEST1751B2	A	A
TEST1707B2	A	A	TEST1752B2	C	C
TEST1708B2	A	A	TEST1753B2	A	A
TEST1709B2	A	A	TEST1754B2	A	A
TEST1710B2	B	B	TEST1755B2	A	A
TEST1711B2	A	A	TEST1756B2	B	B
TEST1712B2	A	A			

Tabelle 5-21: Zusammenfassung der Einzelbeurteilungen

Beurteilungskategorie	Beurteilung nach Chi²		Beurteilung nach DisParafit	
	Anzahl	%-Anteil	Anzahl	%-Anteil
A	61	73%	62	75%
B	11	13%	10	12%
C	11	13%	11	13%
<i>Summe:</i>	83	100%	83	100%

Aus den Beurteilungsergebnissen nach Chi² resultiert, dass 61 von 83 Thoraxoptimierungen innerhalb der Beurteilungskategorie A liegen und damit 73% aller Auswertungen eine sehr gute Ergebnisqualität aufweisen. Mit einem Anteil von 13% liefern weitere 11 von 83 Thoraxoptimierungen eine akzeptable Ergebnisqualität. Die übrigen 13% der Thoraxoptimierungen befinden sich außerhalb der jeweils zugeordneten Toleranzgrenzen und müssen einer Detailanalyse hinsichtlich Fehlerindikatoren unterzogen werden. Dabei weisen zwei dieser 11 Auswertungen ein Ergebnis nur knapp über den definierten Grenzwerten auf, während die übrigen neun Auswertungen bereits in Kapitel 5.2.3 als „Ausreißer“ entsprechend ihres Chi²-Wertes außerhalb der Plausibilitätsgrenze identifiziert wurden.

Eine Gesamtbetrachtung der Einzelbeurteilungen nach DisParafit liefert eine sehr ähnliche Verteilung der Ergebnisqualität in Bezug auf die einzelnen Beurteilungskategorien. Leichte Unterschiede ergeben sich zwischen Kategorie A und B, wonach mit diesem Bewertungsverfahren 62 der 83 Thoraxoptimierungen eine sehr gute Ergebnisqualität aufweisen. Im Gegensatz dazu reduziert sich der Anteil an Auswertungen mit akzeptabler Ergebnisqualität von 13% auf 12%.

Aus diesen Ergebnissen resultierend ergibt sich nach beiden Beurteilungsverfahren ein jeweiliger Anteil von rund 75% aller Thoraxoptimierungen mit einer sehr guten und rund 12% mit einer akzeptablen Ergebnisqualität. Die übrigen 13% der Auswertungsergebnisse liegen außerhalb der definierten Grenzwerte. Mit dieser sehr guten Übereinstimmung beider Bewertungsschemata ergibt sich für nachfolgende Thoraxoptimierungen die Möglichkeit einer beliebigen Auswahl der bevorzugten Bewertungsmethode zur Einstufung der Ergebnisqualität. Es ist jedoch anzumerken, dass die Grundlagen der beiden Bewertungsmethoden auf einer durchschnittlich erreichten Ergebnisqualität basieren und damit nur eine Abschätzung der Qualität einer Thoraxoptimierung ermöglichen.

Einzelne Unterschiede in den Beurteilungsergebnissen der beiden Verfahren sind einerseits auf die voneinander unabhängigen Ausgangspunkte in der Ermittlung der Bewertungskriterien und andererseits auf eine Fehlerfortpflanzung durch getroffene Vereinfachungen zurückzuführen.

5.4 Fazit

Mit den vorliegenden Ergebnissen der Kopfkinematik kann anhand von 83 Dummyauswertungen verifiziert werden, dass mit der Anwendung des aktuellen Verfahrensstandards auf Fahrzeugversuche durchgängig eine Genauigkeit der Kopftrajektorien mit resultierenden Abweichungen innerhalb von 9mm erreicht wird.

Die Optimierung der Thoraxkinematik ergibt für 74 der 83 Auswertungsergebnisse eine Ergebnisqualität innerhalb der definierten Plausibilitätsgrenze. Aus der Detailanalyse der einzelnen Kraft- und Momentdifferenzverläufe geht hervor, dass eine getrennte Bewertung von Optimierungsergebnissen nach Versuchskonstellation erforderlich ist. Mit einer Kategorisierung der Auswertungsergebnisse nach diesem Kriterium ergeben sich folglich sechs einzelne Bewertungsgruppen mit einer Unterteilung nach den einzelnen Lastfällen sowie der Sitzposition als Fahrer und Beifahrer. Eine weitere Aufsplittung nach Fahrzeugtyp ist dabei nicht notwendig. Die Auswertung der Einzelergebnisse nach diesen Bewertungsgruppen ergibt, dass die beiden Lastfälle eines Frontalaufpralls gegen eine deformierbare Barriere in etwa dieselbe Ergebnisqualität und Erfolgsquote erzielen, während der Lastfall eines Frontalaufpralls gegen eine starre Wand die größte Anzahl unplausibler Auswertungen („Ausreißer“) beinhaltet und im Allgemeinen eine generell schlechtere Ergebnisqualität aufweist. Des Weiteren wird für Dummies in Position an Beifahrerseite im Durchschnitt eine bessere Ergebnisqualität als jene in Position an Fahrerseite erzielt.

Aus einer voneinander unabhängigen Beurteilung der Einzelergebnisse mit den beiden Bewertungsmatrizen nach χ^2 und DisParafit resultiert, dass rund 74% aller Auswertungen innerhalb einer sehr guten Ergebnisqualität liegen und rund 13% eine akzeptable Ergebnisqualität aufweisen. Jene Auswertungen, welche die Qualitätskriterien nicht erfüllen, betreffen zum Großteil die bereits als „Ausreißer“ definierten Auswertungen.

Auf Basis dieser Ergebnisse kann der aktuelle Verfahrensstandard zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch mit einem Optimierungserfolg von 87% aus allen Auswertungen verifiziert werden.

6 OPTIMIERUNG DES VERFAHRENS

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit einer Detailanalyse der in Kapitel 5.2 als „Ausreißer“ identifizierten Versuchsauswertungen und einer darauf basierenden Generierung von Ansätzen zur Verbesserung der Ergebnisqualität. Dabei liegt das grundlegende Ziel in der Optimierung einzelner Prozessschritte der Verfahrensanwendung zufolge definierter Einflussgrößen und Fehlerindikatoren.

6.1 Problemstellung „Ausreißer“

Die generelle Problematik von Versuchsauswertungen mit „Ausreißer“-Status liegt darin, dass bestimmte Plausibilitäts- und Qualitätskriterien nicht erfüllt werden und die Ursache dieser Gegebenheit nicht bekannt ist. Aus einer reinen Analyse der χ^2 -Werte kann lediglich eine Aussage darüber getroffen werden, dass eine geforderte Genauigkeit der Thoraxkinematik auf Basis einer kombinierten Bewertung der Kraft- und Momentabweichungen nicht erfüllt wird. Eine Ermittlung möglicher Fehlerindikatoren und Einflussgrößen ist damit aber nicht möglich.

6.2 Detailanalyse „Ausreißer“

Für eine Identifikation von möglichen Fehlerindikatoren und Einflussgrößen werden die betroffenen Auswertungen nachfolgend im Detail analysiert. Eine Auflistung der „Ausreißer“ mit ihren zugehörigen Auswertungsergebnissen befindet sich in Tabelle 6-1.

Tabelle 6-1: Auswertungsergebnisse der „Ausreißer“

	<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Versuchsgruppe</i>	<i>Geschwindigkeit</i>	<i>Fahrzeug</i>	<i>Chi² Vorberechnung</i>	<i>Chi² Optimierung</i>
1	TEST1714B1	2-1	56 km/h	Typ 1	6259.52	1087.37
2	TEST1727B1	2-1	56 km/h	Typ 1	3788.01	901.48
3	TEST1728B1	2-2	56 km/h	Typ 3	3397.49	961.23
4	TEST1730B1	2-1	56 km/h	Typ 1	9979.03	1499.24
5	TEST1717B2	2-1	56 km/h	Typ 2	10591.28	1147.23
6	TEST1721B2	1-2	64 km/h	Typ 5	3724.47	993.41
7	TEST1746B2	3-1	64 km/h	Typ 2	8140.54	1094.57
8	TEST1748B2	3-1	64 km/h	Typ 2	8709.34	1113.62
9	TEST1752B2	2-1	56 km/h	Typ 1	11554.50	792.30

Aus dieser Tabelle ist ersichtlich, dass fünf von neun Optimierungsergebnissen einen χ^2 -Wert größer 1.000 aufzeigen, während das Optimierungsergebnis von TEST1752B2 mit einem χ^2 -Wert von 792.30 nur knapp unterhalb der definierten Plausibilitätsgrenze liegt. Eine Betrachtung sämtlicher Ergebniswerte der Vorberechnung liefert die Erkenntnis, dass die Mehrheit der „Ausreißer“ einen χ^2 -Wert größer 5.000 aufweist, wobei für TEST1717B2 und TEST1752B2 der χ^2 -Wert sogar größer 10.000 ist. Im Gegensatz dazu ergibt die Vorberechnung für TEST1727B1, TEST1728B1 und TEST1721B2 einen χ^2 -Wert von unter

4.000. Ein Vorberechnungsergebnis in diesem Größenbereich wurde zum Teil auch bei Auswertungen mit einer als sehr gut oder akzeptabel eingestuften Ergebnisqualität erzielt, wodurch eine Übernahme des χ^2 -Wertes aus der Vorberechnung als möglicher Fehlerindikator nur bedingt möglich ist. Da die Vorberechnungsergebnisse aller 83 Thoraxauswertungen mit einem χ^2 -Wert über 5.000 mit vier Ausnahmen sämtlichen als „Ausreißer“ definierten Auswertungen zugeordnet werden können, wird dieser Wert in einem ersten Ansatz als Indikator bzw. Grenzwert für eine Prognose der Durchführung einer Thoraxoptimierung und daraus resultierend zur Einstufung der Ergebnisqualität definiert.

Die Gegenüberstellung aller Kraft- und Momentdifferenzen der „Ausreißer“ im Vergleich zu einem Auswertungsergebnis einer Versuchsgruppe mit einer sehr guten Ergebnisqualität wird folglich zur Identifizierung einzelner Fehlerquellen und auftretender Systematiken genutzt. Als Referenzversuch wird dazu TEST1713B1 aus der Versuchsgruppe 1-2 ausgewählt.

Die einzelnen Kraft- und Momentdifferenzverläufe der Vorberechnung sind in Abbildung 6-1 und jene der Optimierung in Abbildung 6-2 dargelegt, wobei für alle folgenden Darstellungen der verstärkte rot gefärbte Verlauf jeweils die Referenzgröße in X-Richtung, der dunkelgrün gefärbte Verlauf die Referenzgröße in Y-Richtung und der dunkelblau gefärbte Verlauf die Referenzgröße in Z-Richtung beschreibt.

Optimierung des Verfahrens

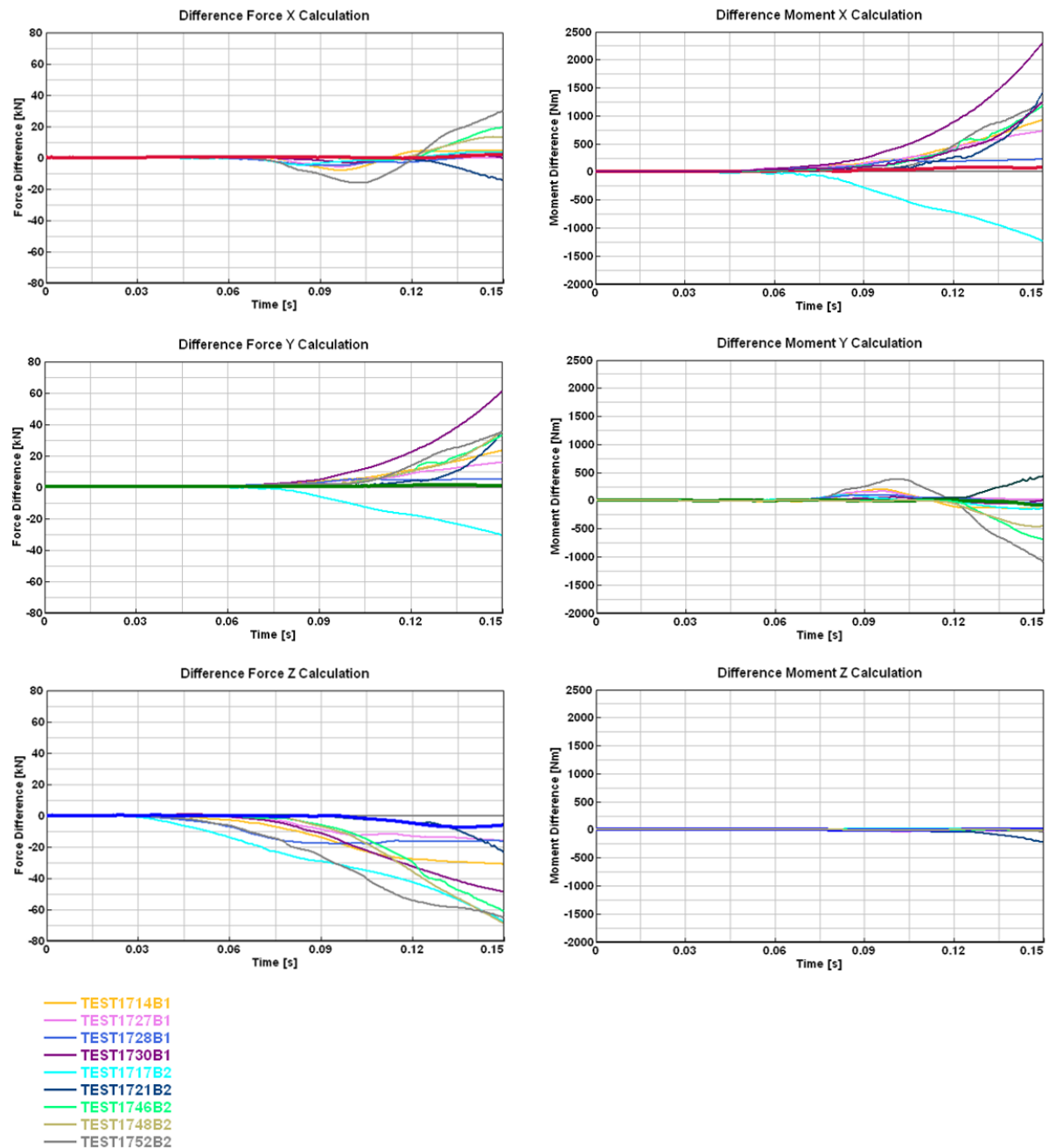


Abbildung 6-1: Gegenüberstellung der Kraft- und Momentdifferenzverläufe aus der Vorberechnung

Aus Abbildung 6-1 ist ersichtlich, dass die vorliegenden „Ausreißer“ in der Vorberechnung Kraftabweichungen von mindestens 20kN in allen Einzelrichtungen aufweisen. Die maximale Abweichung in Y-Richtung ergibt sich dabei für TEST1730B1 mit einer Kraftdifferenz von 60kN, während TEST1717B2, TEST1748B2 und TEST1752B2 mit einer Kraftdifferenz von rund 70kN die größte Abweichung in Z-Richtung liefern. Aus der gesamtheitlichen Betrachtung der Kraftdifferenzen in ihren Verläufen geht des Weiteren hervor, dass TEST1717B2 (türkis gefärbt) eine stark abweichende Systematik in Y-Richtung und TEST1752B2 (grau gefärbt) eine stark abweichende Systematik in X-Richtung aufweist. Da das Nackenmoment in X-Richtung durch die auf den Dummy wirkende Nackenkraft in Y-Richtung beeinflusst wird, ergibt sich für sämtliche Auswertungen mit einer diesbezüglich starken Abweichung der Kraft auch eine starke Abweichung des Momentes in X-Richtung. Die Kraft in X-Richtung wirkt sich

auf das Moment in Y-Richtung aus, wodurch die vorliegenden Abweichungen in dieser Koordinatenrichtung begründet werden können. Die Z-Richtung wird generell als sehr sensitiv eingestuft, wodurch bereits eine kleine Ungenauigkeit der Bahnvorgabe eine sehr große Abweichung der Kräfte und Momente in diese Koordinatenrichtung bewirken kann. Für eine ungefähre Einschätzung der Sensitivität kann davon ausgegangen werden, dass eine Abweichung der Bahnkurve von etwa 1-2mm eine Differenz der Kräfte in X- und Y-Richtung von etwa 600N bewirkt, während dieselbe Bahnkurvenabweichung eine Kraftabweichung in Z-Richtung von 2-3kN erzielt. [Moser J., 2017]

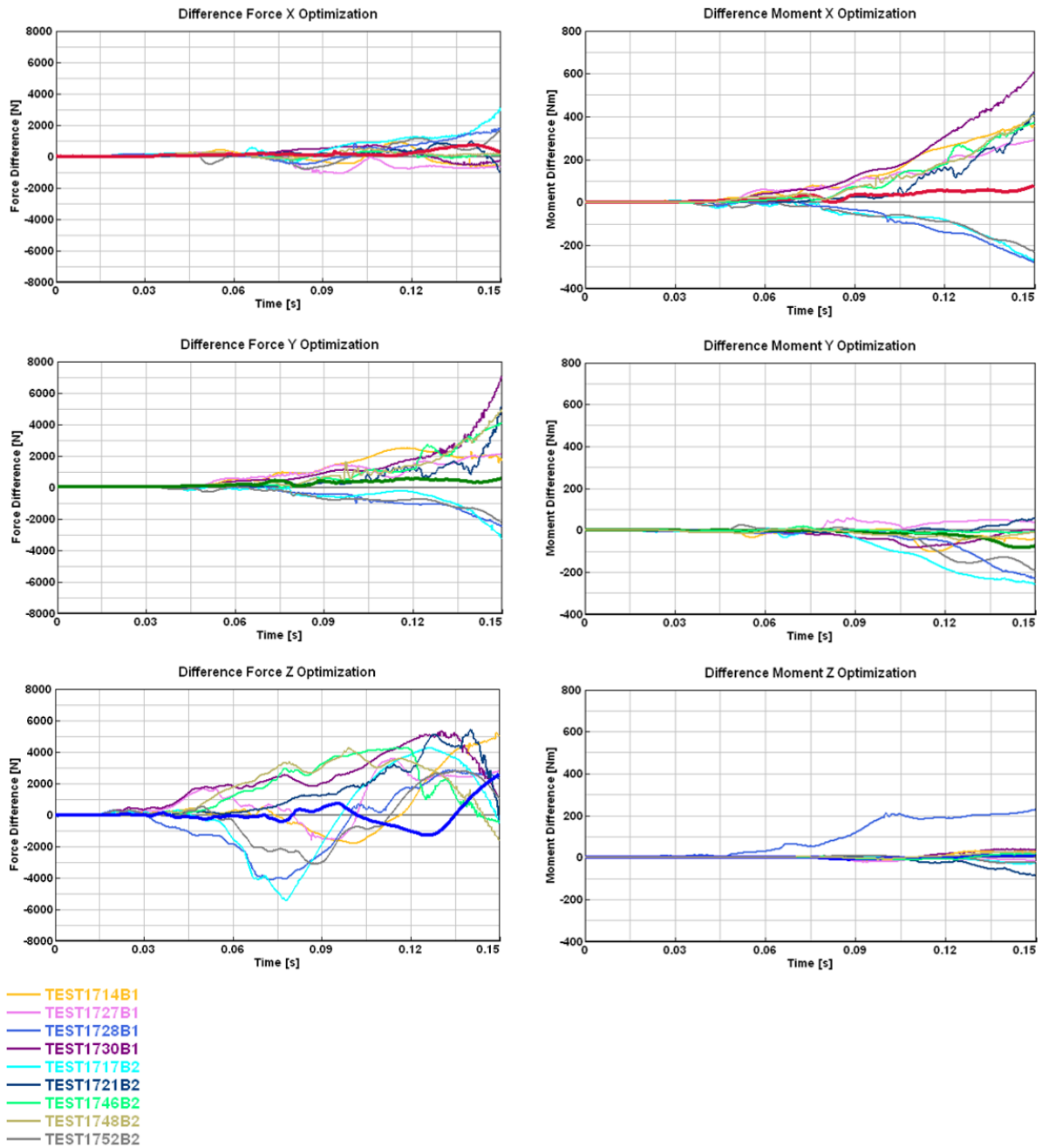


Abbildung 6-2: Gegenüberstellung der Kraft- und Momentdifferenzverläufe aus der Optimierung

Aus der Ergebnisbetrachtung der Thoraxoptimierungen der „Ausreißer“ in Abbildung 6-2 ist ersichtlich, dass die Kraft- und Momentabweichungen im Optimierungsprozess zwar reduziert werden konnten, im Vergleich mit den Verläufen der Referenzauswertung jedoch noch immer eine sehr große Abweichung aufzeigen. Im Gegensatz dazu konnte für TEST1717B2 und TEST1752B2 auch im Optimierungsprozess keine wesentliche Verbesserung erzielt werden.

Aus der Sensitivitätsanalyse der einzelnen Berechnungsparameter wurde die Erkenntnis gewonnen, dass die Thoraxbahn des Dummys in Y-Richtung und daraus resultierend auch die die auf den Dummynacken wirkende Kraft in Y-Richtung von der Bewegungsvorgabe der Thoracic Spine in Z-Richtung abhängig ist. Die diesbezügliche Bewegungsvorgabe wird auf Basis des Initialwinkels der Thoracic Spine in Z-Richtung bestimmt. Für Kraftverläufe mit einer großen Abweichung in Y-Richtung folgt somit, dass die Bewegungsvorgabe in Z-Richtung nicht mit der realen Dummykinematik übereinstimmt und einem ungenauen Thorax-Initialwinkel der Z-Achse zugrunde liegt. Eine mögliche Ursache dieser Ungenauigkeit ist auf die direkte Übernahme des Winkels aus der Videoeinmessung des Dummykopfes zurückzuführen (siehe Kapitel 3.1.1.2).

Aus dem Vergleich der einzelnen Werte des Z-Winkels aus der Kopfeinmessung mit jenen der zugehörigen Kopfoptimierung für alle vorliegenden „Ausreißer“-Dummys ergeben sich bereits hier teils große Differenzen zwischen Videoeinmessung und Optimierungsergebnis, dargestellt Tabelle 6-2.

Tabelle 6-2: Gegenüberstellung des Kopfwinkels in Z-Richtung aus der Einmessung mit dem Optimierungsergebnis

	Auswertungs-ID	Winkel AIZ Kopfeinmessung	Winkel AIZ Kopfoptimierung	Differenz absolut
1	TEST1714B1	-1.6	2.55	4.15
2	TEST1727B1	-1.5	-0.18	1.32
3	TEST1728B1	1.4	1.25	0.15
4	TEST1730B1	-1.9	1.57	3.47
5	TEST1717B2	0.3	0.35	0.05
6	TEST1721B2	-7.3	-0.12	7.18
7	TEST1746B2	-0.1	0.59	0.69
8	TEST1748B2	-2.6	-1.43	1.17
9	TEST1752B2	0.2	1.98	1.78

Aus dieser Auflistung geht hervor, dass sechs von neun Auswertungen eine Winkeldifferenz größer 1° aufweisen. Dabei ist das Ergebnis von TEST1721B2 mit einer Abweichung von 7.18° des optimierten Initialwinkels zur Videoeinmessung besonders auffällig. Ebenso weisen TEST1714B1 und TEST1730B1 mit einer Winkeldifferenz von größer 3° eine sehr große Abweichung auf. Im Gegensatz dazu beträgt die Winkeldifferenz von TEST1728B1, TEST1717B2 und TEST1746B2 weniger als 1°. Mit Ausnahme von TEST1746B2 sowie TEST1717B2 weisen somit jene Auswertungen mit großen Abweichungen im Verlauf der Kraft in Y-Richtung auch eine Winkeldifferenz größer 1° zwischen Kopfeinmessung und

Kopfoptimierung auf. Für die drei Dummyauswertungen mit einer Winkeldifferenz kleiner 1° sind die Kraftabweichungen anderen Einflussfaktoren zuzuschreiben. Mit dem Fehlerindikator einer generell abweichenden Systematik der Kraftverläufe ist eine mögliche Einflussursache für die Ergebnisqualität von TEST1717B2 beispielsweise mit einer generellen Ungenauigkeit der vorhandenen Initialdaten zu begründen.

In Summe ergeben sich somit drei unterschiedliche Fehlerindikatoren, nach welchen mögliche Ansätze zur Ergebnisverbesserung gebildet und kategorisiert werden können. Folglich weisen zwei Dummyauswertungen die Systematik eines generell abweichenden Kraftverlaufes auf, während sechs Dummyauswertungen der Systematik einer sehr großen Abweichung der Kraft in Y-Richtung zugeordnet werden können. Die dritte Kategorie ergibt sich aus der Dummyauswertung mit einem sehr auffälligen Videowinkel um die Z-Achse. Die Einstufung der einzelnen Dummyauswertungen nach ihren auftretenden Systematiken ist in Tabelle 6-3 ersichtlich.

Tabelle 6-3: Zuordnung der „Ausreißer“ auf Systematiken

Systematik	Fehlerindikator in Vorberechnung	Mögliche Ursache	Dummyauswertung
Kraftverlauf von allgemeiner Systematik abweichend	$\text{Chi}^2 > 10.000$	Einmessdaten generell ungenau bzw. fehlerbehaftet	TEST1717B2 TEST1752B2
Sehr große Kraftabweichung in Y-Richtung	Kraftabweichung in Y-Richtung $> 20\text{kN}$ Momentabweichung in X-Richtung $> 750\text{Nm}$ Kopfwinkel um Z-Achse Differenz Einmessung zu Optimierung $> 1^\circ$ ($\text{Chi}^2 > 5000$)	Thoraxwinkel um Z-Achse ungenau	TEST1714B1 TEST1727B1 TEST1728B1 TEST1730B1 TEST1746B2 TEST1748B2
Kopfwinkel aus Einmessung außerhalb von allgemeinem Positionsbereich	Kopf- / Thoraxwinkel um Z-Achse (AIZ) $> +/- 5^\circ$ ($\text{Chi}^2 > 5000$)	Fehlerhafte Kopfeinmessung in Z-Richtung	TEST1721B2

6.4 Ansätze zur Ergebnisverbesserung

In diesem Kapitel erfolgt die Ableitung von gezielten Verfahrensadaptionen zur allgemeinen Steigerung der Ergebnisqualität sämtlicher Auswertungsergebnisse. Als Basis für die Bildung einzelner Ansätze werden die Ergebnisse der zuvor durchgeführten Detailanalyse herangezogen.

6.4.1 Thoraxwinkel um Z-Achse aus Kopfoptimierung

Infolge der nicht erfassbaren Initiallage der Thoracic Spine um die Z-Achse wird dieser Winkel für die Thoraxpositionierung direkt aus der Videoeinmessung des Kopfes übernommen. Dabei wird eine Relativverdrehung zwischen Kopf- und Thoraxstarrkörper sowie eine Verdrillung des Nackens vereinfachend vernachlässigt. [Moser J., 2017] Eine mögliche fehlerbehaftete Einmessung im Realversuch sowie geometrische Unterschiede einzelner Komponenten zwischen Realdummy und Simulationsmodell kombiniert mit der Vernachlässigung der Verdrehung und Verdrillung können zu einer Fehlpositionierung der Thoracic Spine führen. Die daraus resultierende Bewegungsvorgabe bewirkt in weiterer Folge eine vom Realversuch abweichende Belastung der einzelnen Nackenelemente des Dummys was sich im Umkehrschluss wiederum auf die gesuchte Dummykinematik auswirkt. Nach aktuellem Stand der Wissenschaft gibt es keine auf den Serienentwicklungsprozess übertragbare Möglichkeit, diese Fehlerquellen ohne erheblichen Zusatzaufwand vollständig zu beseitigen.

Ein vereinfachter Ansatz, um diesen Fehler in der Initialpositionierung und Bahnvorgabe der Thoracic Spine im Rahmen der Verfahrensanwendung zu kompensieren, liegt damit in der Übernahme des betreffenden Winkels aus der Kopfoptimierung anstelle des gemittelten Wertes aus der photogrammetrischen Auswertung.

6.4.2 Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen

Für die Beschreibung des Ansatzes einer Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen wird der generelle Ablauf des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der Thoraxkinematik nach Abbildung 3-5 aus Kapitel 3.1.3 herangezogen. Dabei werden ausgehend von einer Ausgangsrechnung die definierten Berechnungsparameter in ihrer Reihenfolge dem Optimierungsalgorithmus entsprechend optimiert und als optimiertes Parameterset in den jeweils nächsten Optimierungsloop übergeben. Dieser Loop wird so lange wiederholt, bis das Abbruchkriterium von fünf Iterationsdurchgängen erreicht wird oder eine stabile Lösung mit keiner weiteren Veränderung der einzelnen Parameterwerte vorliegt. Nach maximal fünf Iterationsdurchgängen wird somit das Endergebnis als bestmögliche Lösung für die vorliegende Thoraxkinematik ausgegeben, was jedoch nicht bedeutet, dass im Zuge der durchgeführten Iterationen das tatsächlich bestmögliche Ergebnis erreicht wird. Unterliegt die Anzahl an Iterationsdurchgängen keiner Begrenzung, so würde der Optimierungsprozess solange fortgeführt werden, bis eine stabile Lösung vorliegt und die einzelnen Kraft- und Momentabweichungen keine weitere Verbesserung erfahren.

Ein möglicher Ansatz zur allgemeinen Verbesserung der Ergebnisqualität einer Thoraxoptimierung liegt damit in einer Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen in der standardmäßigen Verfahrensanwendung auf beispielsweise 10 Loops. Ein Nachteil dieser Verfahrensoptimierung unterliegt jedoch einem dementsprechenden Anstieg der Auswertungsdauer mit jedem zusätzlichen Iterationsdurchgang.

6.4.3 Reloop des Optimierungsergebnisses

Ein Reloop eines Optimierungsergebnisses muss in der standardmäßigen Verfahrensanwendung nur dann durchgeführt werden, wenn der Nackendifferenzwinkel in Y-Richtung zwischen Simulationsmodell und Realdummy außerhalb der definierten Toleranzgrenze liegt. Ist ein Reloop notwendig, so erfolgt eine Repositionierung des Simulationsmodells sowie eine Vorgabe der Thoraxbahn mit den neu interpretierten Parameterwerten aus dem Standard-Optimierungsprozess nach Kapitel 3.1.3. Mit den neuen Anfangsbedingungen wird ein erneuter Optimierungsprozess gestartet, dessen Abfolge so lange wiederholt werden kann, bis der Nackenrasterwinkel innerhalb des Toleranzbereiches liegt. Erfüllt der Nackendifferenzwinkel nach dem Reloop die geforderten Kriterien, so wird die daraus resultierende Thoraxkinematik als Endergebnis festgelegt und das Simulationsmodell mit den letztgültigen Optimierungsdaten positioniert.

Da jeder Reloop theoretisch eine weitere Verbesserung der vorliegenden Thoraxkinematik erzielt, liegt ein weiterer möglicher Ansatz zur Verbesserung der allgemeinen Ergebnisqualität in einer standardmäßigen Durchführung von Reloop-Optimierungen bis eine gewünschte Genauigkeit erreicht wird. Mit einer durchschnittlichen Dauer einer vollständigen Thoraxoptimierung (ohne notwendigen Reloop) von etwa acht Stunden ist dieser Vorgang jedoch mit einer erheblichen Steigerung des Zeitaufwandes verbunden.

6.5 Anwendung der Verbesserungsansätze

In diesem Kapitel erfolgt eine Auswertung, Analyse und Interpretation einzelner Ergebnisse aus der Anwendung der zuvor beschriebenen Verbesserungsansätze auf ausgewählte Dummies. Das grundlegende Ziel liegt dabei in einer definierten Verbesserung der als „Ausreißer“ identifizierten Dummyauswertungen, sodass zumindest die Plausibilitätskriterien erfüllt werden können. Die einzelnen Resultate liefern in weiterer Folge die Grundlage für die Definition von allgemein gültigen Ansätzen zur Ergebnisverbesserung in der Abfolge der Verfahrensanwendung.

6.5.1 Thoraxwinkel um Z-Achse aus Kopfoptimierung

Für die erste Untersuchung einer Ergebnisverbesserung wurde Ansatz mit einer Übernahme des Initialwinkels der Thoracic Spine um die Z-Achse aus der Kopfoptimierung an den „Ausreißer“-Dummies in Anwendung gebracht. Die daraus resultierenden Ergebnisse sind anhand der jeweiligen Chi²-Werte in Tabelle 6-4 aufgelistet und werden nachfolgend in einer detaillierten Analyse bewertet.

Tabelle 6-4: Ergebnisse durch Übernahme des optimierten Kopfwinkels um die Z-Achse auf den Thorax

	<i>Auswertungs-ID</i>	<i>Chi²</i>	<i>Chi²</i>	<i>Chi²</i>	<i>Chi²</i>
		<i>Vorbereitung</i>	<i>Optimierung</i>	<i>Vorbereitung</i>	<i>Optimierung</i>
		VORHER		NACHHER	
1	TEST1714B1	6259.52	1087.37	3319.84	629.44
2	TEST1727B1	3788.01	901.48	1575.50	438.60
3	TEST1728B1	3397.49	961.23	4093.66	
4	TEST1730B1	9979.03	1499.24	2424.29	606.08
5	TEST1717B2	10591.28	1147.23	10695.72	
6	TEST1721B2	3724.47	993.41	533.00	142.07
7	TEST1746B2	8140.54	1094.57	6464.57	865.62
8	TEST1748B2	8709.34	1113.62	5860.22	721.67
9	TEST1752B2	11554.50	792.30	10188.81	786.29

Aus der Gegenüberstellung der einzelnen Ergebnisdaten ist ersichtlich, dass mit der Anwendung des Verbesserungsansatzes für sechs von neun Auswertungen die Ergebnisqualität bereits in der Vorbereitung deutlich verbessert werden konnte. Am Beispiel von TEST1730B1 hat sich der Chi²-Wert der Vorbereitung um rund 75% gegenüber der Initialpositionierung und Bahnvorgabe mit dem Z-Winkel aus der Videoeinstellung verbessert. Im Gegensatz dazu hat sich das Vorbereitungsergebnis durch den Einsatz des optimierten Kopfwinkels für TEST1728B1 und TEST1717B2 geringfügig verschlechtert und für TEST1752B2 nur minimal verbessert. Für die beiden Thoraxauswertungen mit einem Chi²-Wert größer 10.000 aus der Vorbereitung ergibt sich somit, dass auch durch die Anwendung des Ansatzes der Winkelübernahme keine Verbesserung der Ergebnisqualität erzielt werden konnte. Eine allgemein abweichende Systematik der Kräfte und Momente, resultierend in einem Vorbereitungsergebnis mit einem Chi²-Wert größer 10.000, lässt somit darauf schließen, dass eine Optimierung der Kinematik mit großer Wahrscheinlichkeit nicht Erfolg bringend ist. Die Plausibilitätsgrenze für die Beurteilung der generellen Durchführbarkeit einer Thoraxoptimierung wird infolgedessen mit einem Chi²-Wert von 10.000 festgelegt.

Durch die Übernahme des Winkels um die Z-Achse aus dem Optimierungsergebnis des Kopfes konnte für TEST1721B1 der Chi²-Wert aus der Vorbereitung um rund 86% verbessert werden. Das darauf basierende Optimierungsergebnis liefert einen Chi²-Wert von 142.07 und kann damit in einer Beurteilung nach den beiden Bewertungsmatrizen mit einer sehr guten Ergebnisqualität in Kategorie A aufgestuft werden.

Eine Analyse der übrigen Versuchsauswertungen mit der Systematik einer großen Abweichung der Kräfte in Y-Richtung liefert durchgängig eine Verbesserung in der Vorbereitung sowie nachfolgenden Optimierung. Mit Ausnahme von TEST1746B2 können sämtliche Auswertungsergebnisse in ihrer Ergebnisqualität folglich als plausibel eingestuft werden.

Eine Beurteilung der verbesserten Einzelergebnisse nach den beiden Bewertungsmatrizen aus Kapitel 5.3.2 liefert für die erzielte Ergebnisqualität die Tabelle 6-5 angeführte Neueinstufung der „Ausreißer“.

Tabelle 6-5: Beurteilung der „Ausreißer“ nach Anwendung von Verbesserungsansätzen

Auswertungs-ID	Beurteilung Chi ²	Beurteilung DisParafit
TEST1714B1	B	B
TEST1727B1	A	A
TEST1728B1	C	C
TEST1730B1	B	B
TEST1717B2	C	C
TEST1721B2	A	A
TEST1746B2	C	C
TEST1748B2	C	C
TEST1752B2	C	C

Aus der Beurteilung ist ersichtlich, dass die Anwendung des Verbesserungsansatzes für vier „Ausreißer“ eine Aufstufung von Kategorie C nach Kategorie A bzw. B bewirkt. Die übrigen fünf Versuche verbleiben in der Kategorie C, wobei TEST1748B2 zumindest innerhalb des allgemeinen Grenzbereiches der Plausibilität liegt. Das Auswertungsergebnis weist jedoch eine relative Thoraxabweichung von mehr als 10mm zur durchschnittlich erreichbaren Ergebnisqualität auf bzw. befindet sich außerhalb der +2 σ -Grenze, wodurch eine Einstufung als akzeptables Auswertungsergebnis nicht möglich ist.

Resultierend aus dieser Ergebnisverbesserung kann die Anzahl der „Ausreißer“ von neun auf vier reduziert werden. Im Hinblick auf alle 83 Thoraxauswertungen, inklusive der optimierten „Ausreißer“, ergibt sich damit ein gesamtheitlicher Optimierungserfolg von 92% auf Basis der beiden Bewertungsmatrizen, aufgelistet in Tabelle 6-6. Des Weiteren liegt die Thoraxkinematik mit einem Anteil von rund 77% der ausgewerteten Dummies innerhalb einer sehr guten Ergebnisqualität. In Abbildung 6-3 befindet sich eine grafische Darstellung sämtlicher Chi²-Werte nach Anwendung des Verbesserungsansatzes. Darin ist eindeutig ersichtlich, dass in Summe nur mehr drei Auswertungen die Plausibilitätsgrenze überschreiten und ein weiteres Auswertungsergebnis im Grenzbereich liegt.

Tabelle 6-6: Zusammenfassung aller Einzelbeurteilungen nach der Verfahrensoptimierung

Beurteilungskategorie	Beurteilung nach Chi ²		Beurteilung nach DisParafit	
	Anzahl	%-Anteil	Anzahl	%-Anteil
A	63	76%	64	77%
B	13	16%	12	15%
C	7	8%	7	8%
Summe:	83	100%	83	100%

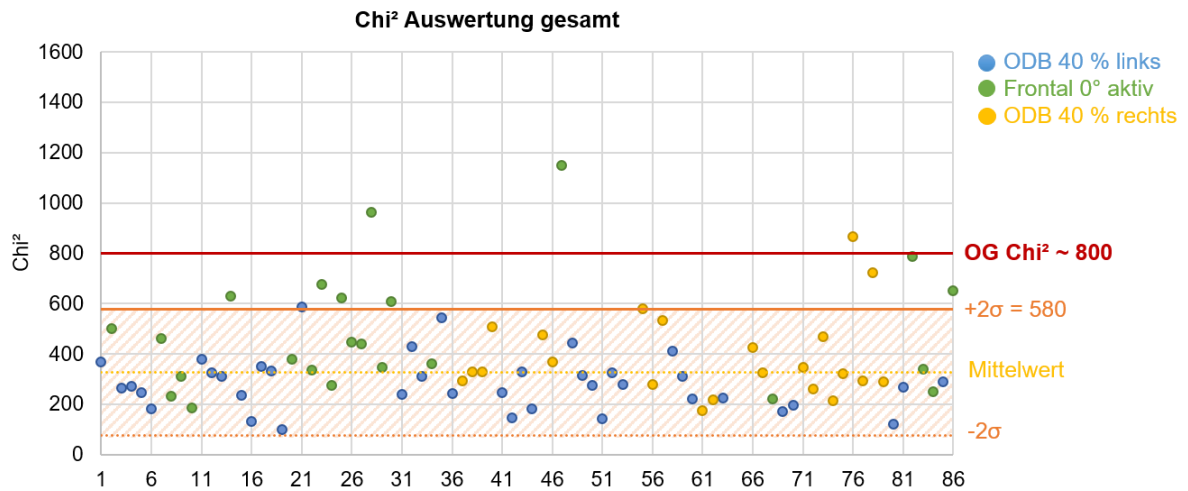


Abbildung 6-3: Gesamtauswertung Chi² nach Verfahrensoptimierung

Mit den Ergebnissen aus der Übernahme des optimierten Kopfwinkels kann dieser Ansatz gezielt auf bestimmte Systematiken in Anwendung gebracht sowie Ausschlusskriterien definiert werden. Die einzelnen Fallunterscheidungen diesbezüglich sind in Tabelle 6-7 aufgelistet und können in weiterer Folge allgemein auf nachfolgende Thoraxauswertungen innerhalb der geforderten Randbedingungen überführt werden.

Tabelle 6-7: Verbesserungsansätze zufolge auftretender Systematiken

Systematik	Fehlerindikator in Vorberechnung	Verbesserungsansatz
Kraftverlauf von allgemeiner Systematik abweichend	$\text{Chi}^2 > 10.000$	Keine plausible Thoraxauswertung möglich
Sehr große Kraftabweichung in Y-Richtung	Kraftabweichung in Y-Richtung $> 20\text{kN}$ Momentabweichung in X-Richtung $> 750\text{Nm}$ Kopfwinkel um Z-Achse Differenz Einmessung zu Optimierung $> 1^\circ$	Thoraxwinkel um Z-Achse aus Kopfoptimierung
Kopfwinkel aus Einmessung außerhalb von allgemeinem Positionsbereich	Kopf- / Thoraxwinkel um Z-Achse (AIZ) $> +/- 5^\circ$	Thoraxwinkel um Z-Achse aus Kopfoptimierung

6.5.2 Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen

Die Anwendung des Verbesserungsansatzes mit einer Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen unterliegt dem grundlegenden Ziel, eine allgemein erreichbare Verbesserung der Ergebnisqualität durch eine gezielte Veränderung des Standardverfahrens abschätzen zu können. Für diese Einflussuntersuchung wurde an ausgewählten Dummies je eine Thoraxauswertung nach dem Standardverfahren (5 Optimierungslöops) sowie eine Thoraxauswertung mit zehn Optimierungslöops durchgeführt.

Die Resultate beider Optimierungsvorgänge sind in Tabelle 6-8 gegenübergestellt. Da eine Analyse dieser Auswertungen für eine reine Beurteilung der erreichbaren Ergebnisqualität aus der Anwendung des Verbesserungsansatzes dient, wird eine Betrachtung der Ergebnisse hinsichtlich der Erfüllung der Toleranzkriterien des Nackendifferenzwinkels vernachlässigt.

Tabelle 6-8: Gegenüberstellung der Ergebnisse aus dem Verbesserungsansatz mit erhöhter Anzahl an Optimierungsdurchgängen zu jenen des Standardverfahrens

	Auswertungs-ID	Nackenswinkel SOLL [°]	Standardverfahren		Verbesserungsansatz		Chi² Differenz	
			Nackenswinkel IST [°]	Chi²	Nackenswinkel IST [°]	Chi²		
1	TEST1701B1	-8	-6.01	368.23	-6.01	320.30	-47.93	-13%
2	TEST1703B1	-10	-7.11	319.36	-7.11	319.39	0.03	0%
3	TEST1704B1	-10	-10.71	271.86	-10.71	236.95	-34.91	-13%
4	TEST1705B1	-10	-7.61	269.54	-7.61	229.79	-39.75	-15%
5	TEST1706B1	-10	-10.11	183.07	-10.11	183.07	0.0	0%
6	TEST1707B1	-10	-9.51	460.81	-9.51	382.10	-78.71	-17%
7	TEST1708B1	-10	-6.51	456.36	-6.51	407.01	-49.35	-11%
Ø Abweichung							-35.80	-10%

Aus den vorliegenden Auswertungen geht hervor, dass die Nackendifferenzwinkel sämtlicher Dummies in beiden Verfahrensanwendungen ein identes Ergebnis liefern. Aus dem Vergleich der einzelnen Chi²-Werte beider voneinander unabhängigen Optimierungsprozesse ergibt sich durch die Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen eine durchschnittliche Verbesserung der Ergebnisqualität von etwa 10%. Für TEST1703B1 und TEST1706B1 bleibt die Ergebnisqualität durch Anwendung des Verbesserungsansatzes unverändert, womit davon ausgegangen werden kann, dass bereits innerhalb der standardmäßig ausgeführten fünf Iterationsdurchgänge die bestmögliche Ergebnisqualität erzielt wurde.

Ein weiteres Kriterium zur objektiven Bewertung dieses Verbesserungsansatzes ist die Analyse der Steigerung der Auswertungsdauer infolge der größeren Anzahl an Optimierungsdurchgängen. Die Auswertung diesbezüglich ist in Tabelle 6-9 aufgelistet.

Tabelle 6-9: Auswertung der Dauer der Optimierungsdurchgänge

	Auswertungs-ID	Dauer Standard- verfahren	Dauer 10 Optimierungs- durchgänge	Steigerung Zeitaufwand
1	TEST1701B1	09:37:23	16:45:16	174%
2	TEST1703B1	02:50:14	02:52:38	101%
3	TEST1704B1	11:05:28	18:06:46	163%
4	TEST1705B1	09:42:49	17:17:45	178%
5	TEST1706B1	09:22:38	09:30:53	101%
6	TEST1707B1	10:24:11	18:56:57	182%
7	TEST1708B1	09:28:13	16:31:44	175%
Ø Dauer		08:55:51	14:17:26	154%

Mit der Anwendung des Standardverfahrens auf die ausgewählten Dummies ergibt sich ein durchschnittlicher Zeitaufwand für den Optimierungsprozess von rund neun Stunden. Verglichen mit den Resultaten aus der Anwendung des Verbesserungsansatzes erhöht sich der durchschnittliche Zeitaufwand für den Optimierungsprozess auf rund 14 Stunden. Dies entspricht im Durchschnitt einer Steigerung der Auswertungsdauer um einen Faktor von 1.5 im direkten Vergleich mit dem Standardverfahren. Ein erforderlicher Reloop entsprechend eines Nackendifferenzwinkels außerhalb des Toleranzbereiches wird durch eine Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen ebenfalls eine Zeitdauer von etwa 10-14 Stunden in Anspruch nehmen. Damit würde sich für einen Auswertungsprozess mit erforderlichem Reloop in Summe ein Zeitaufwand von rund 25 Stunden ergeben.

Da die Ergebnisqualität im Vergleich zur dafür benötigten Zeit im Durchschnitt eher geringfügig verbessert wird, ist eine Implementierung dieses Verbesserungsansatzes in den allgemeinen Verfahrensablauf nicht empfehlenswert. Eine Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen führt im Allgemeinen jedoch durchgängig zu einer Verbesserung der Ergebnisqualität, wodurch diese Verbesserungsstrategie auf jene „Ausreißer“, welche auf eine Übernahme des optimierten Z-Winkels nicht ansprechen, in Anwendung gebracht werden kann. Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Untersuchung dahingehend jedoch nicht durchgeführt.

6.5.3 Reloop des Optimierungsergebnisses

Die Anwendung des Verbesserungsansatzes auf Basis eines Reloops der neu interpretierten Einmessdaten unterliegt ebenso dem grundlegenden Ziel eine allgemein erreichbare Verbesserung der Ergebnisqualität abschätzen zu können. Um den Einfluss eines erforderlichen Reloops vernachlässigen zu können, wurden für diese Untersuchung gezielt nur jene Dummyauswertungen ausgewählt, wo der Nackendifferenzwinkel bereits nach dem Standardoptimierungsvorgang innerhalb des Toleranzbereiches lag. Mit dieser Grundlage wurde für jede Dummyauswertung ein Reloop des Optimierungsergebnisses durchgeführt. Die Resultate der Standardoptimierung sowie des zusätzlich durchgeführten Reloops sind in Tabelle 6-10 gegenübergestellt.

Optimierung des Verfahrens

Tabelle 6-10: Gegenüberstellung der Ergebnisse aus dem Verbesserungsansatz mit zusätzlichem Reloop zu jenen des Standardverfahrens

	Auswertungs-ID	Nackenk- winkel SOLL [°]	Standard- verfahren		Verbesserungs- ansatz		Chi ² Differenz	
			Nackenk- winkel IST [°]	Chi ²	Nackenk- winkel IST [°]	Chi ²		
1	TEST1701B1	-8	-6.01	368.23	-8.72	250.01	-118.22	-32%
2	TEST1702B1	-10	-8.51	499.53	-8.46	374.23	-125.30	-25%
3	TEST1704B1	-10	-10.71	271.86	-9.93	243.70	-28.16	-10%
4	TEST1706B1	-10	-10.11	183.07	-10.13	188.04	+4.97	+3%
5	TEST1707B1	-10	-9.51	460.81	-9.74	536.75	+75.94	+16%
6	TEST1715B1	-10	-9.11	236.36	-9.20	229.73	-6.63	-3%
7	TEST1716B1	-10	-8.31	130.45	-8.87	187.48	+57.03	+44%
8	TEST1717B1	-10	-10.09	349.53	-10.63	381.3	+31.77	+9%
9	TEST1719B1	-8	-7.01	100.3	-7.04	96.71	-3.59	-4%
10	TEST1720B1	-8	-6.61	379.35	-7.08	325.41	-53.94	-14%
11	TEST1721B1	-10	-11.01	588.29	-7.52	245.10	-343.19	-58%
12	TEST1723B1	-8	-6.71	677.3	-8.95	702.87	+25.57	+4%
13	TEST1725B1	-10	-9.31	621.52	-10.07	479.14	-142.38	-23%
14	TEST1729B1	-8	-8.01	346.49	-7.60	343.73	-2.76	-1%
Ø Abweichung			0.92		0.79		-44.92	-7%

Aus dem Standardoptimierungsprozess ergibt sich eine durchschnittliche Abweichung des Nackendifferenzwinkels zum Sollwert von 0.92° basierend auf der Bedingung, dass der Nackendifferenzwinkel sämtlicher Auswertungsergebnisse bereits innerhalb des geforderten Toleranzbereiches liegt. Durch einen weiteren Reloop des Endergebnisses konnte der Nackendifferenzwinkel von Realdummy zu Simulationsmodell auf eine durchschnittliche Abweichung von 0.79° reduziert werden. Aus dem Vergleich der einzelnen Chi²-Werte der beiden Optimierungsprozesse geht hervor, dass der vorliegende Verbesserungsansatz eine sehr unterschiedliche Auswirkung auf die einzelnen Anwendungsfälle hat. Während beispielsweise für TEST1721B1 eine Steigerung der Ergebnisqualität um 58% erreicht wird, erfolgt für TEST1716B1 eine Verschlechterung der Ergebnisqualität um rund 45%. Mit einer gesamtheitlichen Analyse der Auswertungsergebnisse wird die Ergebnisqualität aller vorliegenden Dummyauswertungen im Durchschnitt um 7% verbessert. Im Detail betrachtet ergibt sich dabei für zehn Dummyauswertungen eine Verbesserung der Ergebnisqualität, während für vier Dummyauswertungen die Ergebnisqualität durch einen weiteren Reloop des Endergebnisses verschlechtert wird.

Eine Gegenüberstellung der jeweiligen Zeitdauer des Standard-Optimierungsprozesses mit jener eines zusätzlichen Reloops ist in Tabelle 6-11 angeführt.

Tabelle 6-11: Auswertung der Dauer der Optimierungsdurchgänge

	Auswertungs-ID	Dauer Standard- optimierung	Dauer Reloop
1	TEST1701B1	09:37:23	08:41:58
2	TEST1702B1	10:06:38	09:08:06
3	TEST1704B1	11:05:28	12:33:32
4	TEST1706B1	09:22:38	06:56:41
5	TEST1707B1	10:24:11	08:18:40
6	TEST1715B1	10:18:47	09:08:24
7	TEST1716B1	09:07:58	04:38:58
8	TEST1717B1	09:19:06	07:13:26
9	TEST1719B1	05:49:43	06:35:48
10	TEST1720B1	10:48:30	11:37:58
11	TEST1721B1	10:13:04	07:00:16
12	TEST1723B1	10:48:57	07:48:50
13	TEST1725B1	04:12:22	02:56:52
14	TEST1729B1	02:10:42	02:30:34
	Ø Dauer	08:48:58	07:30:43

Aus den entsprechenden Resultaten ergibt sich ein durchschnittlicher Zeitaufwand für den Standard-Optimierungsprozess ohne Notwendigkeit der Durchführung eines Reloops von knapp neun Stunden. Die durchschnittliche Dauer für einen zusätzlichen Reloop des jeweiligen Optimierungsergebnisses beträgt 7.5 Stunden. In Summe bringt ein vollständiger Anwendungsvorgang dieses Verbesserungsansatzes also einen Zeitaufwand von rund 16 Stunden mit sich. Ist vor dem Reloop als Verbesserungsansatz die Durchführung eines Reloops zur Erfüllung der Kriterien des Nackendifferenzwinkels erforderlich, so verlängert sich die gesamte Auswertungsdauer um weitere sechs bis acht Stunden.

Da die Ergebnisqualität im Vergleich zur dafür benötigten Zeit im Durchschnitt eher geringfügig verbessert und zum Teil auch verschlechtert wird, ist eine Implementierung dieses Verbesserungsansatzes in den allgemeinen Verfahrensablauf ebenfalls nicht empfehlenswert. Da mit einem zusätzlichen Reloop des Endergebnisses als Verbesserungsansatz in einzelnen Fällen eine wesentliche Steigerung der Ergebnisqualität erzielt werden kann, liefert dieser Ansatz eine weitere Möglichkeit, um die Ergebnisqualität jener „Ausreißer“ mit einer nicht direkt zuordenbaren Fehlerquelle bzw. nicht klar ersichtlichem Fehlerindikator zu verbessern. Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Untersuchung dahingehend jedoch nicht durchgeführt.

6.6 Fazit

Aus einer Detailanalyse der Kraft- und Momentendifferenzverläufe der vorliegenden neun „Ausreißer“ können sieben Thoraxauswertungen einer Systematik mit großen Abweichungen des Kraftverlaufes in Y-Richtung sowie einer starken Abweichung der Momente in X-Richtung zugeordnet werden. Die Ursache dieser Systematik ist auf eine ungenaue Bahnvorgabe der Thoracic Spine um die Z-Achse zurückzuführen und resultiert mit großer Wahrscheinlichkeit aus der direkten Übernahme des Initialwinkels um diese Achse aus der Kopfeinmessung. In den zwei übrigen Fällen zeigt die Systematik der Kraft- und Momentendifferenzverläufe eine generell sehr starke Abweichung in allen Koordinatenrichtungen im Vergleich mit einer als sehr gut eingestuften Thoraxauswertung.

Aus einem Vergleich der Kopfeinmessdaten mit den optimierten Parametern ergibt sich für sechs der neun „Ausreißer“ eine Winkeldifferenz um die Z-Achse von größer 1° . Dieser Fehlereinfluss infolge einer möglichen fehlerbehafteten Einmessung im Realversuch oder geometrischen Unterschieden einzelner Komponenten zwischen Realdummy und Simulationsmodell kombiniert mit einer Vernachlässigung der Verdrehung zwischen Kopf und Thorax sowie einer Verdrillung im Nacken können zu einer Fehlpositionierung der Thoracic Spine führen. Die daraus resultierende Bewegungsvorgabe bewirkt in weiterer Folge eine vom Realversuch abweichende Belastung der einzelnen Nackenelemente des Dummies was sich im Umkehrschluss wiederum auf die gesuchte Dummykinematik auswirkt. Diese Einflussursache liefert die Grundlage für einen Verbesserungsansatz, wonach die Thoraxpositionierung und Bahnvorgabe mit dem aus der Kopfoptimierung bestimmten Winkel um die Z-Achse erfolgt. Mit der Anwendung dieses Verbesserungsansatzes auf alle „Ausreißer“ kann für fünf von neun Dummies die Ergebnisqualität zum Teil erheblich gesteigert werden, während in vier Fällen eine nur minimale Verbesserung oder weitere Verschlechterung der Ergebnisse erfolgt. Die betroffenen Dummyauswertungen sind dabei jene mit einer allgemein abweichenden Systematik der Kraft- und Momentendifferenzen bzw. einer Winkeldifferenz kleiner 1° . Demnach kann klar abgegrenzt werden, dass eine Anwendung dieses Verbesserungsansatzes nur für jene Auswertungen mit einer Winkeldifferenz aus Kopfeinmessung zu Optimierung von größer 1° den gewünschten Erfolg liefert. Mit den Ergebnissen aus der Anwendung dieser Verfahrensadaptation kann der gesamtheitliche Optimierungserfolg von 87% auf 92% erhöht werden. Dabei liegt die Thoraxkinematik mit einem Anteil von rund 77% der ausgewerteten Dummyauswertungen innerhalb einer sehr guten Ergebnisqualität.

Eine Erhöhung der Anzahl an Iterationsdurchgängen im Standard-Optimierungsprozess sowie ein Reloop des Endergebnisses bilden weitere Ansätze zur Verbesserung der allgemeinen Ergebnisqualität. Die Resultate einer diesbezüglich durchgeführten Einflussuntersuchung stehen in einer Gegenüberstellung mit der dafür benötigten Zeit jedoch nicht für eine Übernahme dieser Ansätze in die standardmäßige Verfahrensanwendung. Da einzelne Auswertungsergebnisse dennoch eine erhebliche Steigerung der Ergebnisqualität aufzeigen, bilden die beiden Verbesserungsstrategien die Grundlage für eine Steigerung der

Ergebnisqualität der „Ausreißer“ mit nicht direkt zuordenbarer Fehlerquellen bzw. wenn eine Übernahme des optimierten Kopfwinkels aus Kopfoptimierung keine gewünschte Ergebnisverbesserung bringt. Eine Untersuchung dahingehend wurde im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht durchgeführt.

7 „BEST PRACTICE“ ZUR VERFAHRENSANWENDUNG

Mit sämtlichen im Zuge dieser Arbeit ermittelten Qualitätskriterien und Verbesserungsansätzen wird in diesem Kapitel eine „Best Practice“ zur Verfahrensanwendung generiert. Diese definierte Anleitung bildet die Grundlage zur Bewertung und Interpretation von einzelnen Ergebnissen aus der stufenweisen Verfahrensanwendung zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch.

7.1 Ausschlusskriterien

Ein Ausschlusskriterium bezieht sich auf eine definierte Größe im Rahmen der Verfahrensabfolge, wonach ein Zwischenergebnis hinsichtlich bestimmter Grenzwerte für die Übergabe in den nächsten Prozessschritt beurteilt wird.

Mit einer Analyse der Auswertungsergebnisse aus den drei Einzelstufen der Verfahrensanwendung konnten die in Tabelle 7-1 aufgelisteten Ausschlusskriterien bestimmt und den einzelnen Teilbereichen zugeordnet werden. Überschreitet ein Teilergebnis den Grenzwert des jeweiligen Ausschlusskriteriums, so können auch weitere Kriterien in der Ausführung darauffolgender Verfahrensschritte nicht eingehalten werden. Demzufolge kann für die betroffene Versuchsauswertung keine präzise Thoraxkinematik bestimmt werden.

Tabelle 7-1: Ausschlusskriterien in der Verfahrensanwendung

<i>Teilbereich</i>	<i>Verfahrensschritt</i>	<i>Bewertungsgröße</i>	<i>Ausschlusskriterium</i>
Kopfkinematik	Vorbereitung	Kopfabweichung Einzelrichtung	$\geq 1\text{m}$
	Optimierung	Resultierende Kopfabweichung	$\geq 9\text{mm}$
Thoraxkinematik	Vorbereitung	Chi ²	≥ 10.000
	Optimierung	Chi ²	~ 800
	Bewertung Ergebnisqualität	Bewertungsmatrix nach Chi ²	$\geq +2\sigma\text{-Grenze}$
	Bewertung Ergebnisqualität	Bewertungsmatrix nach DisParafit	$\geq 10\text{mm}$

Für den Verfahrensschritt zur Bestimmung einer präzisen Kopfkinematik ergeben sich zwei Ausschlusskriterien, wonach ein Auswertungsergebnis für eine nachfolgende Bestimmung der Thoraxkinematik kategorisiert werden kann. Dabei gilt für das Ergebnis einer Vorbereitung der Kopfkinematik ein Grenzwert von 1m für die jeweilige Kopfabweichung in den drei Koordinatenrichtungen. Wird dieser Wert überschritten, so ist die Bestimmung einer präzisen Kopfkinematik und damit auch Thoraxkinematik nicht möglich. Für diesen Fall ist eine Überprüfung der Einmessdaten bzw. Initialbedingungen des Dummys zur Ursachenforschung notwendig. Liegen die Abweichungen der Einzelrichtungen aus der Vorbereitung innerhalb von einem Meter, so wird die Voraussetzung für eine Optimierung der Kopfkinematik erfüllt. Aus den Ergebnissen der Kopfoptimierungen der vorliegenden Anzahl an Versuchsauswertungen geht hervor, dass sämtliche resultierende Abweichungen innerhalb

von 9mm liegen. Da die Thoraxauswertungen und Definitionen von Bewertungskriterien auf dieser Ergebnisqualität basieren, wird eine resultierende Abweichung von 9mm als Grenzwert für die Übernahme einer optimierten Kopfk kinematik zur Bestimmung der Thoraxkinematik definiert. Weist die resultierende Kopfabweichung einen Wert größer 9mm auf, so scheidet der Dummy für die Thoraxoptimierung aus.

Für den Verfahrensschritt zur Bestimmung einer präzisen Thoraxkinematik ergeben sich vier Ausschlusskriterien, wonach ein Auswertungsergebnis hinsichtlich einer vorliegenden Ergebnisqualität beurteilt werden kann. Um die Thoraxkinematik im Optimierungsprozess bestmöglich bestimmen zu können, bildet ein χ^2 -Wert von 10.000 die Plausibilitätsgrenze für das Ergebnis der Vorberechnung einer Thoraxkinematik. Wird dieser χ^2 -Wert in der Vorberechnung überschritten, so werden erfahrungsgemäß die Qualitätskriterien einer plausiblen Thoraxauswertung auch im Optimierungsergebnis nicht erfüllt. Für jene Thoraxauswertungen, welche dieses Kriterium der Vorberechnung erfüllen, wurde auf Basis von Erfahrungswerten aus der Methodenentwicklung in einem ersten Ansatz eine Plausibilitätsgrenze für die Thoraxoptimierung mit einem χ^2 -Wert von etwa 800 festgelegt. Liegt ein Auswertungsergebnis außerhalb dieser Plausibilitätsgrenze bzw. im Nahbereich dieser Grenze, so muss eine detaillierte Analyse hinsichtlich möglicher Fehlerindikatoren und Einflussgrößen durchgeführt werden. Sämtliche Auswertungsergebnisse unterhalb dieser Grenze können je nach zugeordneter Versuchsgruppe hinsichtlich ihrer Ergebnisqualität nach den zwei voneinander unabhängigen Bewertungsmatrizen eingestuft werden. Für die Bewertungsmatrix nach χ^2 gilt dabei die $+2\sigma$ -Grenze der zugehörigen Versuchsgruppe als Grenzwert, sodass die jeweilige Thoraxkinematik noch in ausreichender Ergebnisqualität vorliegt. Für die Bewertungsmatrix nach DisParafit gilt äquivalent eine relative Thoraxabweichung von maximal 10mm als Grenzwert für eine noch ausreichende Ergebnisqualität. Jene Auswertungsergebnisse, welche außerhalb dieser Grenzwerte aber noch unterhalb der Plausibilitätsgrenze liegen, müssen getrennt hinsichtlich einer Übernahme für weitere Entwicklungsbereiche bewertet und analysiert werden.

Die vorliegenden Ausschlusskriterien sind für die allgemeine Verfahrensanwendung zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch unter den gegebenen Randbedingungen gültig und können direkt für nachfolgende Verfahrensanwendungen übernommen werden.

7.2 Abfolge der Verfahrensanwendung

Mit den definierten Ausschlusskriterien sowie untergeordneten Grenzwerten für den gezielten Einsatz einzelner Verbesserungsansätze aus Kapitel 6.5.1 ergibt sich eine allgemeine Verfahrensabfolge zur bestmöglichen Bestimmung der bestmöglichen Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch. Diese „Best Practice“ ist in Abbildung 7-1 und Abbildung 7-2 anhand eines Ablaufdiagrammes dargestellt.

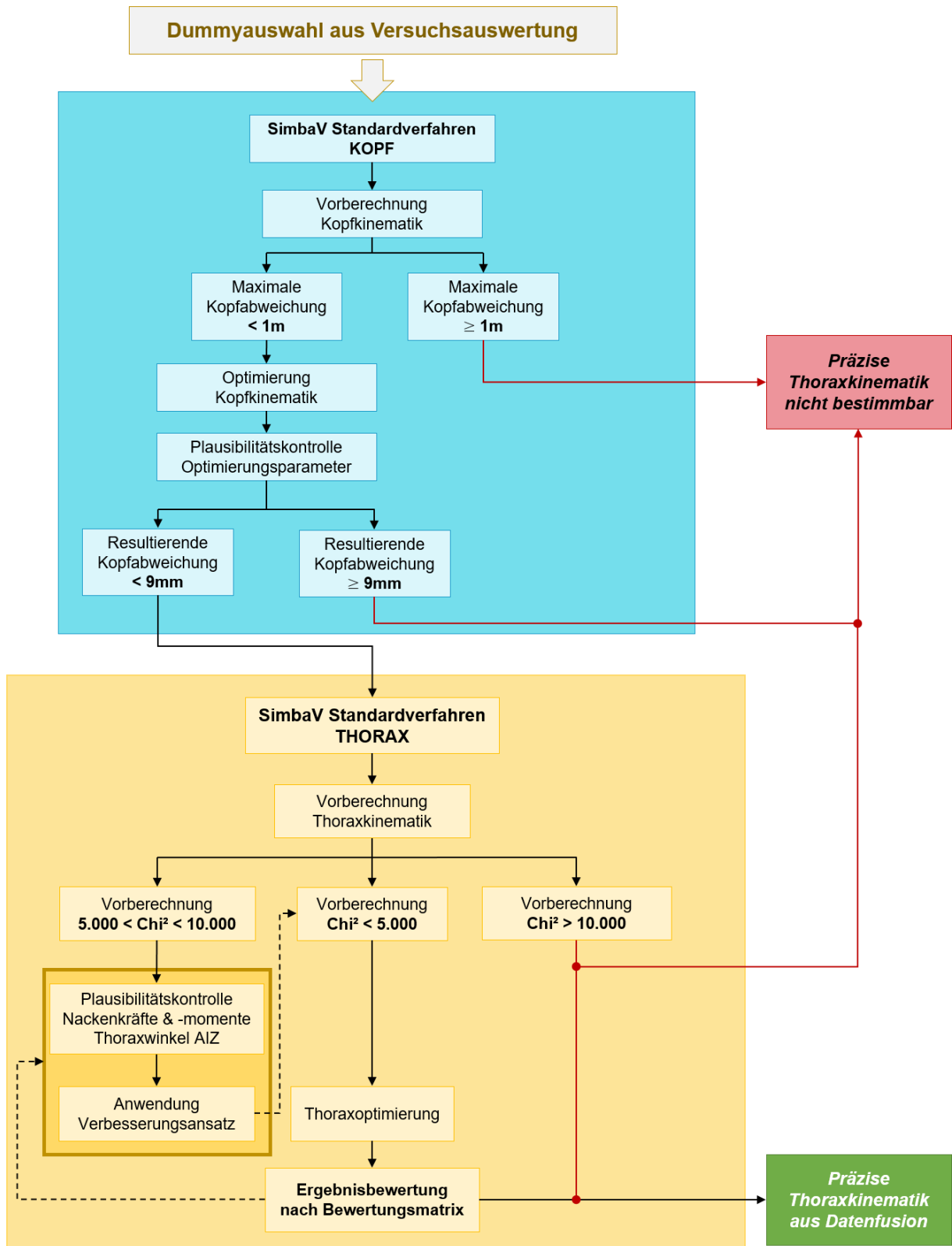


Abbildung 7-1: „Best Practice“ zur Verfahrensanwendung

Die Verfahrensabfolge in Abbildung 7-1 beginnt mit der Auswahl einer geeigneten Versuchsauswertung eines HIII 50% Dummys aus einem Frontalfahrzeugversuch unter der Bedingung einer Zuordenbarkeit in eine der sechs definierten Versuchsgruppen.

Mit der Initialpositionierung des Simulationsmodells aus den zugehörigen Einmessdaten und Initialbedingungen erfolgt die Bestimmung der Kopfkinematik nach dem aktuellen SimbaV Standardverfahren, beschrieben in Kapitel 3.1.2. Im ersten Schritt wird dabei die Vorberechnung der Kopfkinematik nach dem Ausschlusskriterium einer maximalen Abweichung von einem Meter in allen Einzelrichtungen für eine Übernahme in den nachfolgenden Optimierungsprozess bewertet. Werden die Kriterien erfüllt, so kann der Optimierungsprozess gestartet und die daraus resultierenden Optimierungsparameter hinsichtlich ihrer physikalischen Plausibilität überprüft werden. Liegen sämtliche Parameterwerte innerhalb der geforderten Grenzen, so wird die Kopfkinematik nach ihrer resultierenden Abweichung für die Bestimmbarkeit der Thoraxkinematik eingestuft. Erfüllt die Dummyauswertung sämtliche Anforderungen einer präzisen Kopfkinematik, so werden die neu interpretierten Einmessdaten und Initialbedingungen in die nächste Verfahrensstufe zur Bestimmung der Thoraxkinematik übernommen.

Mit dem initialpositionierten Simulationsmodell sowie der präzisen Kopfkinematik wird das SimbaV Standardverfahren zur Bestimmung der Thoraxkinematik, beschrieben in Kapitel 3.1.3, auf den Dummy in Anwendung gebracht. Nach der Durchführung der Vorberechnung der Thoraxkinematik, kann das jeweilige Auswertungsergebnis nach drei definierten Kriterien für die weitere Vorgehensweise zur Kinematikoptimierung eingestuft werden. Weist das Vorberechnungsergebnis einen χ^2 -Wert von größer gleich 10.000 auf, so ist eine präzise Bestimmung der Thoraxkinematik generell nicht möglich, liegt der χ^2 -Wert unterhalb von 5.000, so kann der Optimierungsprozess direkt gestartet werden. Bei einem χ^2 -Wert zwischen diesen beiden Grenzwerten muss eine Plausibilitätskontrolle der Nackenkräfte und –momente sowie des Kopfwinkels um die Z-Achse erfolgen. Liegen diese Werte innerhalb geforderter Kriterien und weisen keine „Ausreißer“-Systematik auf, so kann der Optimierungsprozess ebenfalls direkt gestartet werden. Ist eine Plausibilität diesbezüglich nicht gegeben, so muss ein definierter Verbesserungsansatz für den Optimierungsprozess in Anwendung gebracht werden.

Das Optimierungsergebnis der Thoraxkinematik wird folglich nach der jeweils ausgewählten Bewertungsmethode eingestuft. Erfüllt die Ergebnisqualität die definierten Kriterien, so kann das Simulationsmodell mit einer sehr guten oder akzeptablen Ergebnisqualität nach den neu interpretierten Einmessdaten repositioniert und in weitere Entwicklungsbereiche übergeben werden. Liegt die Ergebnisqualität außerhalb der Grenzwerte, so muss eine Detailanalyse hinsichtlich möglicher Fehlerindikatoren oder Einflussgrößen durchgeführt werden und bei Bedarf ein erneuter Optimierungsdurchgang nach definierten Verbesserungskriterien erfolgen. Eine erneute Einstufung der optimierten Thoraxkinematik aus der Anwendung des Verbesserungsansatzes nach den beiden Bewertungsmatrizen liefert das endgültige Ergebnis für diese Dummyauswertung. Kann die Ergebnisqualität auch durch den Verbesserungsansatz nicht gesteigert werden, so ist eine Bestimmung der Thoraxkinematik aus der vorliegenden Versuchsauswertung nicht möglich. Eine Detailansicht der Plausibilitätskontrolle und Auswahl von Verbesserungsansätzen (dunkelgelb hervorgehoben) befindet sich nachfolgend in Abbildung 7-2.

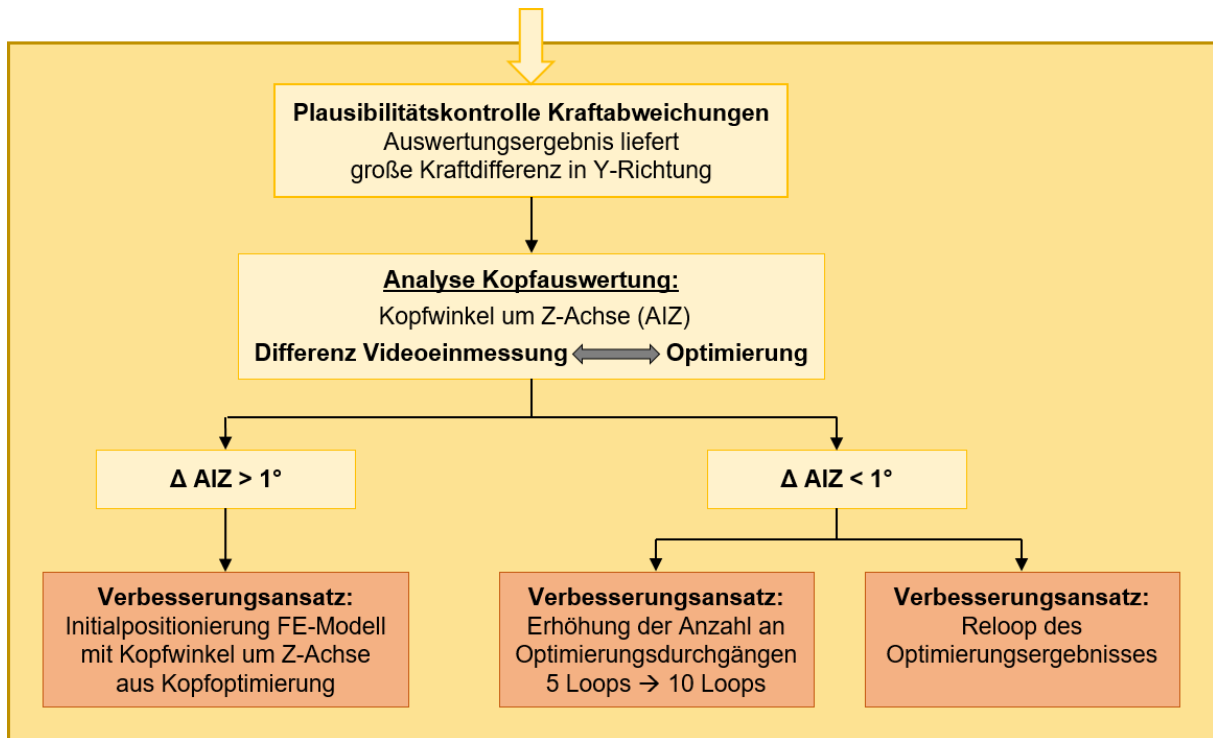


Abbildung 7-2: Detailbetrachtung der „Best Practice“ für die Auswahl der Verbesserungsansätze

Muss ein Auswertungsergebnis infolge einer Ergebnisqualität außerhalb der geforderten Grenzwerte einer Detailanalyse unterzogen werden, so ist eine große Differenz der Nackenkraft in Y-Richtung zwischen dem Simulationsmodell und dem Realdummy ein definierter Fehlerindikator für die gezielte Anwendung eines Verbesserungsansatzes. Aufgrund der Bewegungsvorgabe im Simulationsmodell ergibt sich mit einer präzisen Kopfkinematik eine diesbezügliche Abweichung der Kraft in Y-Richtung durch einen unpassenden Thoraxwinkel um die Z-Achse. Da dieser Thoraxwinkel direkt aus der Videoeinmessung des Kopfes übernommen wird, muss für die Plausibilitätskontrolle eine Analyse der Kopfauswertung durchgeführt werden. Weist der optimierte Kopfwinkel um die Z-Achse eine Differenz von größer 1° zu jenem der Videoeinmessung auf, so gilt als Verbesserungsansatz für die Initialpositionierung sowie Bahnvorgabe des Simulationsmodells in Z-Richtung die Übernahme des Kopfwinkels der Optimierung anstelle der Einmessung. Weist die Differenz dieser beiden Winkel einen Wert kleiner 1° auf, so würde der optimierte Winkel keine Verbesserung der Thoraxkinematik bringen. Für diesen Fall können zwei Ansätze in Anwendung gebracht werden, welche eine generelle Verbesserung der Ergebnisqualität als Zielsetzung haben. Dabei handelt es sich einerseits um eine Erhöhung der Anzahl an Iterationsdurchgängen im Optimierungsprozess und andererseits um die wiederholte Durchführung von einem oder mehreren Optimierungsprozessen auf die jeweils optimierte Thoraxkinematik.

Auf Basis dieser „Best Practice“ zur Verfahrensanwendung kann ein Anwendungstool zur automatisierten Bewertung und Interpretation sämtlicher Ergebnisse in der Verfahrensabfolge für den Einsatz im operativen Betrieb der Volkswagen AG erstellt werden.

8 ZUSAMMENFASSUNG

Mit den Ergebnissen aus der Überführung des SimbaV Verfahrens auf 86 Versuchsauswertungen eines HIII 50% Dummys unterschiedlicher Versuchskonstellationen eines Frontalaufprallversuchs erweist sich die Fusion der elektrischen Messtechnik mit einem Finite-Elemente Dummymodell als sehr geeignete Methodik zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch.

Aus dem Verfahrensschritt der Bestimmung der Kopfkinematik ergaben sich drei Dummyauswertungen, welche für den weiteren Einsatz zur Bestimmung der Thoraxkinematik aufgrund nicht präzise bestimmbarer Kopftrajektorien ausschieden. Die Ergebnisse aller übrigen Kopfauswertungen liefern durchgängig eine Ergebnisqualität mit resultierenden Abweichungen kleiner 9mm und schaffen damit eine neue Bewertungsgrundlage in Hinblick auf die aktuell erreichbare Ergebnisqualität mit einer maximalen Abweichung aller Einzelrichtungen von 10mm.

Die Auswertung der Ergebnisse aus der Thoraxoptimierung liefert für 74 der 83 Dummyauswertungen eine Ergebnisqualität unterhalb der definierten Plausibilitätsgrenze. Aus der Detailanalyse der einzelnen Kraft- und Momentdifferenzverläufe geht hervor, dass eine Bewertung sämtlicher Ergebnisse getrennt nach den einzelnen Lastfällen sowie der Sitzposition als Fahrer und Beifahrer erfolgen muss. Eine weitere Unterteilung nach Fahrzeugtyp ist aufgrund des nicht zuweisbaren Einflusses auf das Optimierungsergebnis nicht notwendig. Die getrennte Betrachtung der Einzelergebnisse nach den diesbezüglich definierten Bewertungsgruppen ergibt, dass die beiden Lastfälle eines Frontalaufpralls gegen eine deformierbare Barriere in etwa dieselbe Ergebnisqualität und Erfolgsquote liefern, während im Gegensatz dazu der Lastfall eines Frontalaufpralls gegen eine starre Wand die größte Anzahl der als „Ausreißer“ identifizierten Auswertungen beinhaltet und im Allgemeinen eine generell schlechtere Ergebnisqualität aufweist. Des Weiteren ist klar erkennbar, dass Dummys in Position an Beifahrerseite im Durchschnitt eine bessere Ergebnisqualität als jene in Position an Fahrerseite erreichen.

Für die Bewertung und Interpretation der vorliegenden Ergebnisdaten wurden zwei voneinander unabhängige Bewertungsmethoden nach einer eigens definierten Bewertungsmatrix auf Basis der bestimmten Qualitätskriterien generiert. Dabei werden mit der Bewertungsmethode nach Chi² sämtliche Chi²-Werte der Einzelergebnisse bezogen auf einen Referenzwert ihrer zugehörigen Versuchsgruppe beurteilt, während mit der Bewertungsmethode nach DisParafit ein beliebiger Chi²-Wert anhand eigens bestimmter mathematischer Funktionen in eine relative Thoraxabweichung in Bezug auf eine Chi²-Referenzgröße überführt wird. Eine voneinander unabhängige Beurteilung der Einzelergebnisse nach den beiden Bewertungsmatrizen liefert für 87% der Auswertungen eine Thoraxkinematik innerhalb der definierten Qualitätskriterien, wobei rund 74% aller Auswertungen eine sehr gute Ergebnisqualität aufweisen. Die durchschnittlich erreichbare

Ergebnisqualität in Fahrzeugversuchen liegt damit zum Teil nur knapp über der durchschnittlich erreichten Ergebnisqualität der Methodenentwicklungsversuche.

Aus der Detailanalyse der als „Ausreißer“ identifizierten Auswertungen wurde ein Verbesserungsansatz generiert, wonach die Thoraxpositionierung sowie Bahnvorgabe um die Z-Achse mit dem zugehörigen Winkel aus der Kopfoptimierung anstelle jenem der Videoeinmessung erfolgt. Eine Anwendung dieses Verbesserungsansatzes erbrachte für fünf der neun „Ausreißer“ eine Steigerung der Ergebnisqualität, wonach eine Einstufung als plausibles Auswertungsergebnis möglich war. Entsprechend der Ergebnisse aus der Anwendung des Verbesserungsansatzes kann der Optimierungserfolg für alle 83 Thoraxauswertungen auf 92% erhöht werden. Dabei wird mit einem Anteil von rund 77% der ausgewerteten Dummies eine sehr gute Ergebnisqualität erreicht.

Mit dieser Verifizierung anhand von 83 Dummyauswertungen aus unterschiedlichen Versuchskonstellationen erfüllt das vorliegende SimbaV Verfahren somit alle vier Anforderungen zur Bestimmung einer Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch und liefert damit die Grundlage für den Einsatz im operativen Betrieb der Volkswagen AG. Aus den im Zuge der Untersuchungen ermittelten Ausschluss- und Bewertungskriterien wurde dazu eine „Best Practice“ zur Verfahrensanwendung generiert.

9 AUSBLICK

Mit der Verifizierung des SimbaV Verfahrens für eine Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch wird die Grundlage für eine Ausweitung des Anwendungsgebietes des Verfahrens unter Berücksichtigung der Einschränkung auf ein HIII 50% Dummymodell geschaffen. Eine Möglichkeit das Anwendungsgebiet zu erweitern wäre folglich der Einsatz auf Schlittenversuche in einer realitätsgetreuen Nachstellung eines Frontalaufpralls sowie der Einsatz auf die relativ neuartige Versuchskonstellation eines Small-Overlap Frontalaufpralls, basierend auf einer Reduktion der Teilüberdeckung von 40% auf 25%.

Die Beurteilung der Ergebnisqualität der Thoraxkinematik und damit Verifizierung des Verfahrens liegt zwei unabhängigen Bewertungsmethoden mit einer definierten Bewertungsmatrix zugrunde. Während die Bewertungsmatrix nach Chi² auf Erfahrungswerten aus der Verfahrensanwendung an 83 Dummyauswertungen basiert, wurde die Bewertungsmatrix nach DisParafit auf Basis von nur je drei Thoraxauswertungen der einzelnen Versuchskonstellationen gebildet. Um diese Bewertungsmethode für den Einsatz auf weitere Versuchskonstellationen bzw. Anwendungsgebiete zu validieren, wäre ein Nachweis der Funktionalität anhand der Methodenentwicklungsversuche zielführend. Des Weiteren könnte die Verfahrensgrundlage zur Ermittlung der Bewertungsfunktionen auf eine Vielzahl an Thoraxauswertungen anstelle von nur drei Auswertungen je Bewertungsgruppe ausgeweitet und damit plausibilisiert werden.

Neben dem Verbesserungsansatz der Übernahme des Thoraxwinkels um die Z-Achse aus der Kopfoptimierung für die Initialpositionierung und Führung des Simulationsmodells gelten eine Erhöhung der Anzahl an Optimierungsdurchgängen sowie ein Reloop des Optimierungsergebnisses als weitere Grundlage zur Verbesserung der allgemeinen Ergebnisqualität. Um die Ergebnisqualität jener „Ausreißer“ zu verbessern, welche nicht auf den Ansatz der Übernahme des Winkels aus der Kopfoptimierung ansprechen, ergibt sich mit der Anwendung dieser Ansätze auf die betreffenden Versuche ein sehr geeigneter Ausgangspunkt für zukünftige Untersuchungen.

10 LITERATURVERZEICHNIS

1. **Bergmann K. (2003)**: Elektrische Messtechnik – Elektrische und elektronische Verfahren, Anlagen und System, 6. Auflage, Vieweg, Wiesbaden, Deutschland
2. **BMI Österreich (2017)**:
http://www.bmi.gv.at/202/Verkehrsangelegenheiten/unfallstatistik_vorjahr.aspx, Zugriff am 03.10.2017
3. **CARHS (2017)**: *Safety Companion*, Alzenau, Deutschland
4. **EURO-NCAP (2017)**: <https://www.euroncap.com/de/fahrzeugsicherheit/die-bedeutung-der-bewertungen/insassenschutz-fuer-erwachsene/>, Zugriff am 21.05.2017
5. **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
6. **Gall J., Rosenhahn B., Gehrig S., Seidl H. (2008)**: *Model-based Motion Capture for Crash Test Video Analysis*, DAGM Symposium, München, Deutschland
7. **Gu L., Yang, R. (2004)**: *CAE Model Validation in Vehicle Safety Design*, SAE Technical Paper 2004-01-0455, Warrendale, USA
8. **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
9. **Humanetics (2017a)**: <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/hiii-50m>, Zugriff am 13.07.2017
10. **Humanetics (2017b)**: <http://www.humaneticsatd.com/sites/default/files/file/Hybrid-III%2050th%20Harmonized%20Parts%20Catalog>, Zugriff am 04.10.2017
11. **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
12. **Kramer F. (2013)**: *Integrale Sicherheit von Kraftfahrzeugen*, 4. Auflage, Springer-Vieweg, Wiesbaden, Deutschland

13. **Moser J. (2012):** *Sensitivitätsanalyse von Beschleunigungs- und Gyrosensoren zur genauen Berechnung von Kopftrajektorien im Crashtestfall*, Thesis/Diplomarbeit, Technische Universität Graz, Österreich (unveröffentlicht)
14. **Moser J. (2017):** *Verfahren zur Bestimmung der Thoracic Spine Trajektorie eines HIII 50th Crashtest Dummies im Frontalcrash basierend auf der Fusion von elektrischer Messtechnik und Finite Elemente Simulationsmodellen*, Thesis/Dissertation, Technische Universität Graz, Österreich (unveröffentlicht)
15. **Müller C. (2010):** *Untersuchung von Einflussparametern zur Bestimmung präziser Dummykopftrajektorien durch Datenfusion*, Thesis/Diplomarbeit, Hochschule Osnabrück, Deutschland (unveröffentlicht)
16. **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)
17. **Raguse K. (2007):** *Dreidimensionale photogrammetrische Auswertung asynchron aufgenommener Bildsequenzen mittels Punktverfolgungsverfahren*, Thesis/Dissertation, München, Deutschland
18. **Raguse K., Heipke C. (2009):** *Synchronisation of Image Sequences - A Photogrammetric Method*, Photogrammetric Engineering & Remote Sensing, Volume: 75, Bethesda, USA
19. **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
20. **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
21. **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
22. **SAE (1994):** *SAE J1733: Sign Convention for Vehicle Crash Testing*, SAE Standards, Warrendale, USA
23. **Sharp K. V. (1992):** *International Harmonization of Safety Standards in the Automobile Industry: A Policy Perspective*, SAE Technical Paper 920836, Warrendale, USA
24. **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

25. **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

26. **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

27. **Weißgerber W. (2009):** *Elektrotechnik für Ingenieure 2: Wechselstromtechnik, Ortskurven, Transformator, Mehrphasensysteme*, 7. überarbeitete Auflage, Vieweg, Wiesbaden, Deutschland

28. **WHO (2015):** *Global Status Report on Road Safety 2015*, Genf, Schweiz

11 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1-1: Problematik der Bestimmung der Dummykinematik mittels dreidimensionaler Filmanalyse im Crashtest [Moser J., 2017]	2
Abbildung 1-2: Aufbau eines HIII 50% Dummymodells [Humanetics, 2017b]	3
Abbildung 1-3: Aufbau der Thoracic Spine eines HIII 50% Dummymodells [Humanetics, 2017b]	3
Abbildung 2-1: Kamerapositionen im Crashversuch [Raguse K., 2007]	5
Abbildung 2-2: Zielmarken zur photogrammetrischen Auswertung [Raguse K., 2007]	5
Abbildung 2-3: Sensorik eines HIII 50% Dummys im Kopf/Nacken (links) und Thorax (rechts) mit zusätzlichem DTI-3106 Sensorpack	6
Abbildung 3-1: Ablaufschema des dreistufigen Verfahrens mit Aufbau der kinematischen Kette	12
Abbildung 3-2: Bezugssysteme der Einmessdaten (lokal und global) [Moser J., 2017]	14
Abbildung 3-3: SimbaV Prinzip zur Bestimmung präziser Kopfkinematik [Sinz W. et al., 2015] [Moser J., 2017]	15
Abbildung 3-4: SimbaV Prinzip zur Bestimmung präziser Thoraxkinematik [Moser J., 2017]	17
Abbildung 3-5: Ablauf des Optimierungsprozesses zur Bestimmung der bestmöglichen Thoraxkinematik [Moser J., 2017]	18
Abbildung 3-6: Zusammenhang des Nackendifferenzwinkels von Realdummy und Simulationsmodell [Moser J., 2017]	20
Abbildung 3-7: Versuchskonstellation für den Frontalaufprall gegen eine starre Wand nach EURO-NCAP [EURO-NCAP, 2017]	21
Abbildung 3-8: Versuchskonstellation für den Frontalaufprall gegen deformierbare Barriere nach EURO-NCAP [EURO-NCAP, 2017]	22
Abbildung 3-9: Übersicht der Auswertungszuordnung zur Anwendung des SimbaV-Verfahrens	23
Abbildung 4-1: Ablaufschema des DisParafit-Verfahrens	27
Abbildung 4-2: Differenz der χ^2 -Werte zum Ausgangswert (TEST1701B1)	33
Abbildung 4-3: Gemittelte χ^2 -Werte (Versuchsgruppe 1-1)	34
Abbildung 4-4: Parabelfitting zur Ermittlung der mathematischen Funktion (Versuchsgruppe 1-1)	35
Abbildung 4-5: Relative Thoraxabweichung aus der Umkehrfunktion (TEST1701B1)	36
Abbildung 5-1: Winkelverlauf aus der photogrammetrischen Auswertung (TEST1719B2) ...	39
Abbildung 5-2: Vergleich der Kopfabweichungen vor und nach dem Optimierungsprozess (TEST1719B2)	40
Abbildung 5-3: Auswertung der resultierenden Kopfabweichungen der gesamten Versuchsauswahl	41
Abbildung 5-4: χ^2 Auswertung der Vorberechnung	43
Abbildung 5-5: Verlauf der Kraft- und Momentdifferenzen aller Einzelrichtungen aus der Vorberechnung des Simulationsmodells (TEST1719B2)	44

Abbildung 5-6: Verlauf der Kraft- und Momentdifferenzen aller Einzelrichtungen aus der Optimierung des Simulationsmodells (TEST1719B2).....	44
Abbildung 5-7: Chi ² Auswertung der Thoraxoptimierung	45
Abbildung 5-8: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 1-1.....	50
Abbildung 5-9: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 1-2.....	52
Abbildung 5-10: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 2-1.....	54
Abbildung 5-11: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 2-2.....	56
Abbildung 5-12: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 3-1.....	59
Abbildung 5-13: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 3-2.....	60
Abbildung 6-1: Gegenüberstellung der Kraft- und Momentdifferenzverläufe aus der Vorberechnung	69
Abbildung 6-2: Gegenüberstellung der Kraft- und Momentdifferenzverläufe aus der Optimierung	70
Abbildung 6-3: Gesamtauswertung Chi ² nach Verfahrensoptimierung	77
Abbildung 7-1: „Best Practice“ zur Verfahrensanwendung	86
Abbildung 7-2: Detailbetrachtung der „Best Practice“ für die Auswahl der Verbesserungsansätze	88
Abbildung 13-1: Einzelabweichungen aller plausibel optimierten Kopftrajektorien.....	100
Abbildung 13-2: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 1-1	101
Abbildung 13-3: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 1-2.....	102
Abbildung 13-4: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 2-1	103
Abbildung 13-5: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 2-2.....	104
Abbildung 13-6: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 3-1	105
Abbildung 13-7: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 3-2.....	106

12 TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 2-1: Bewertung einzelner Methoden zur Bestimmung der Thoraxkinematik im Fahrzeugversuch.....	10
Tabelle 3-1: Optimierungsparameter, Reihenfolge und Grenzwerte im Optimierungsprozess zur Bestimmung der Kopfkinematik.....	16
Tabelle 3-2: Optimierungsparameter, Reihenfolge und Grenzwerte im Optimierungsprozess zur Bestimmung der Thoraxkinematik.....	19
Tabelle 3-3: Versuchsgruppen der Dummyauswahl.....	23
Tabelle 4-1: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 1-1.....	28
Tabelle 4-2: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 1-2.....	28
Tabelle 4-3: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 2-1.....	28
Tabelle 4-4: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 2-2.....	29
Tabelle 4-5: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 3-1.....	29
Tabelle 4-6: Dummyauswertungen Versuchsgruppe 3-2.....	29
Tabelle 4-7: Übersicht der Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse (TEST1701B1).....	30
Tabelle 4-8: Parametervariation zur Generierung von Abweichungen der Thoraxbahn (TEST1701B1).....	31
Tabelle 4-9: Wertetabelle der Parameter zur Generierung der Abweichungen der Thoraxbahn (TEST1701B1).....	32
Tabelle 4-10: Ergebnis der Parametervariation (TEST1701B1).....	32
Tabelle 4-11: Differenz der Chi ² -Werte zum Ausgangswert (TEST1701B1).....	33
Tabelle 4-12: Zusammenfassen aller Einzelergebnisse (Versuchsgruppe 1-1).....	34
Tabelle 4-13: DisParafit-Funktionen.....	37
Tabelle 5-1: Analyse der Auswertungsdauer der Kopfoptimierung für Block 1.....	42
Tabelle 5-2: Grenzwerte zur Abschätzung der Ergebnisqualität.....	46
Tabelle 5-3: Analyse der Auswertungsdauer der Thoraxoptimierung für Block 1.....	47
Tabelle 5-4: Analyse der Auswertungsdauer des Thorax-Reloops für Block 1.....	47
Tabelle 5-5: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 1-1.....	49
Tabelle 5-6: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 1-1.....	50
Tabelle 5-7: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 1-2.....	51
Tabelle 5-8: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 1-2.....	52
Tabelle 5-9: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 2-1.....	54
Tabelle 5-10: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 2-1.....	55
Tabelle 5-11: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 2-2.....	56
Tabelle 5-12: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 2-2.....	57
Tabelle 5-13: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 3-1.....	58
Tabelle 5-14: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 3-1.....	59
Tabelle 5-15: Chi ² Auswertung Versuchsgruppe 3-2.....	60
Tabelle 5-16: DisParafit Auswertung Versuchsgruppe 3-2.....	61
Tabelle 5-17: Bewertungsmatrix nach Chi ²	62
Tabelle 5-18: Bewertungsmatrix nach DisParafit.....	63
Tabelle 5-19: Beurteilungskürzel der Bewertungsmatrizen.....	63

Tabelle 5-20: Beurteilung der Einzelergebnisse	64
Tabelle 5-21: Zusammenfassung der Einzelbeurteilungen.....	65
Tabelle 6-1: Auswertungsergebnisse der „Ausreißer“	67
Tabelle 6-2: Gegenüberstellung des Kopfwinkels in Z-Richtung aus der Einmessung mit dem Optimierungsergebnis.....	71
Tabelle 6-3: Zuordnung der „Ausreißer“ auf Systematiken	72
Tabelle 6-4: Ergebnisse durch Übernahme des optimierten Kopfwinkels um die Z-Achse auf den Thorax	75
Tabelle 6-5: Beurteilung der „Ausreißer“ nach Anwendung von Verbesserungsansätzen	76
Tabelle 6-6: Zusammenfassung aller Einzelbeurteilungen nach der Verfahrensoptimierung	76
Tabelle 6-7: Verbesserungsansätze zufolge auftretender Systematiken	77
Tabelle 6-8: Gegenüberstellung der Ergebnisse aus dem Verbesserungsansatz mit erhöhter Anzahl an Optimierungsdurchgängen zu jenen des Standardverfahrens	78
Tabelle 6-9: Auswertung der Dauer der Optimierungsdurchgänge.....	79
Tabelle 6-10: Gegenüberstellung der Ergebnisse aus dem Verbesserungsansatz mit zusätzlichem Reloop zu jenen des Standardverfahrens.....	80
Tabelle 6-11: Auswertung der Dauer der Optimierungsdurchgänge.....	81
Tabelle 7-1: Ausschlusskriterien in der Verfahrensanwendung	84

13 ANHANG

Einzelabweichungen aller plausibel optimierten Kopftrajektorien

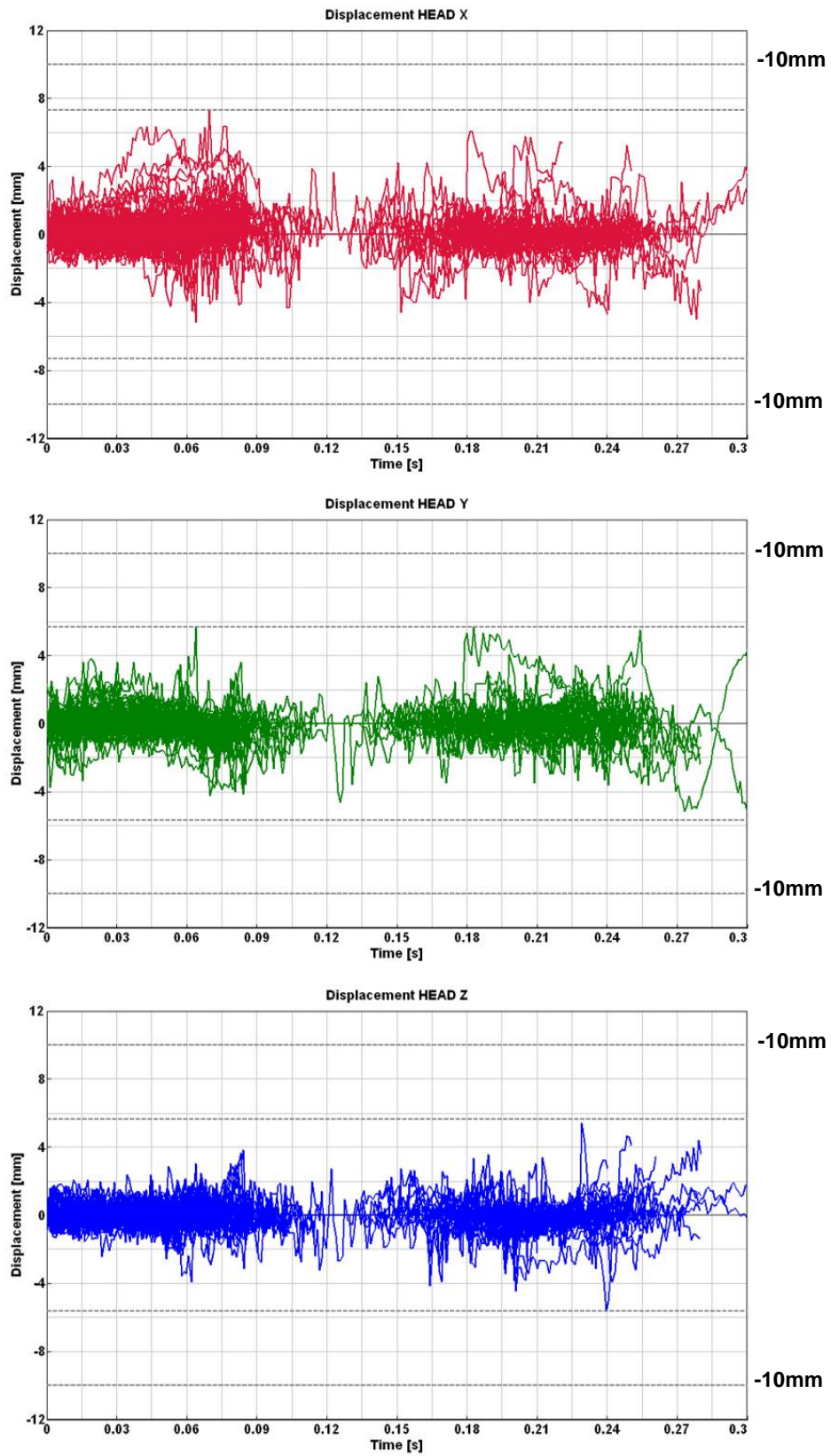


Abbildung 13-1: Einzelabweichungen aller plausibel optimierten Kopftrajektorien

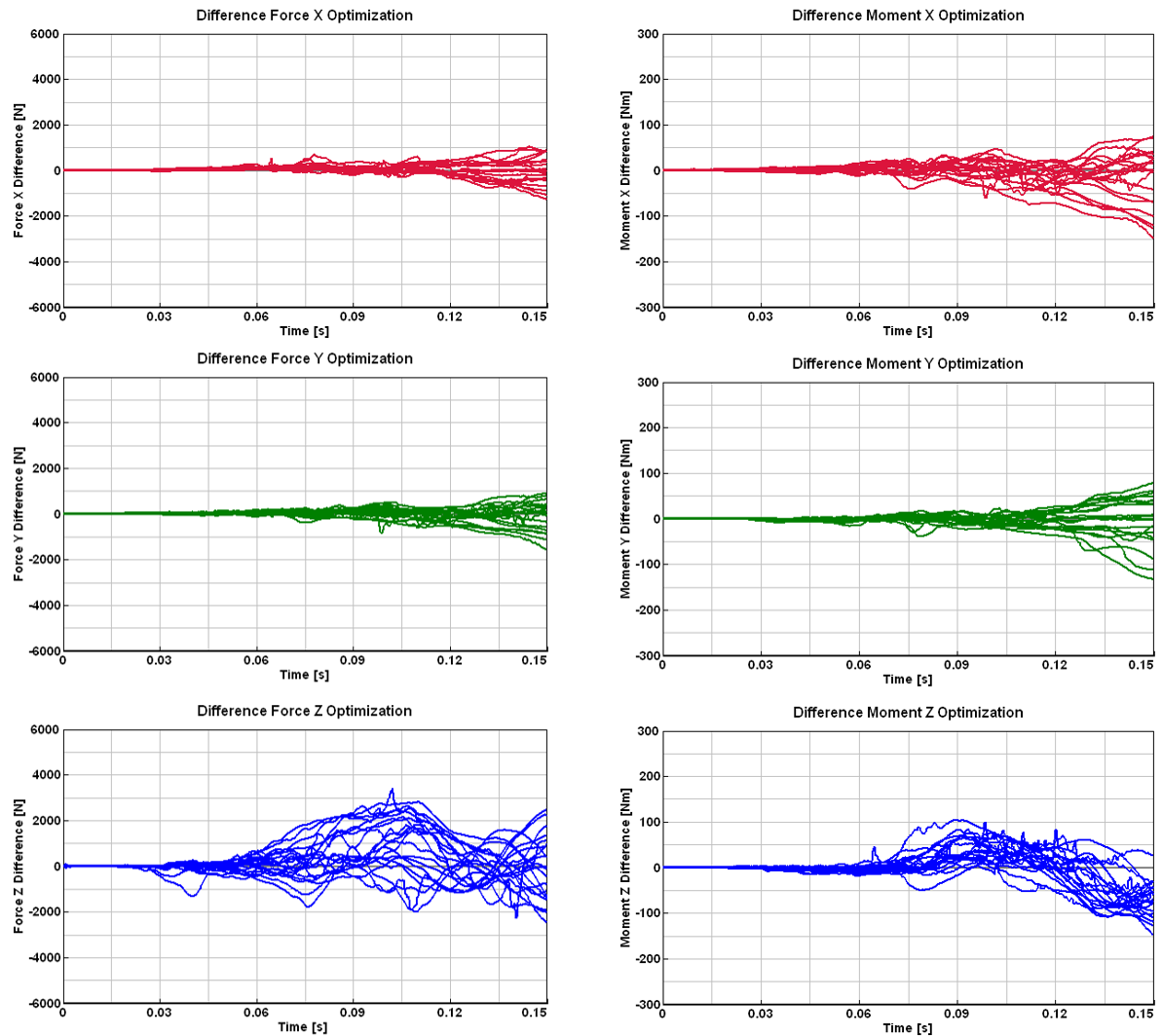
Kraft- und Momentdifferenzen**Versuchsgruppe 1-1**

Abbildung 13-2: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 1-1

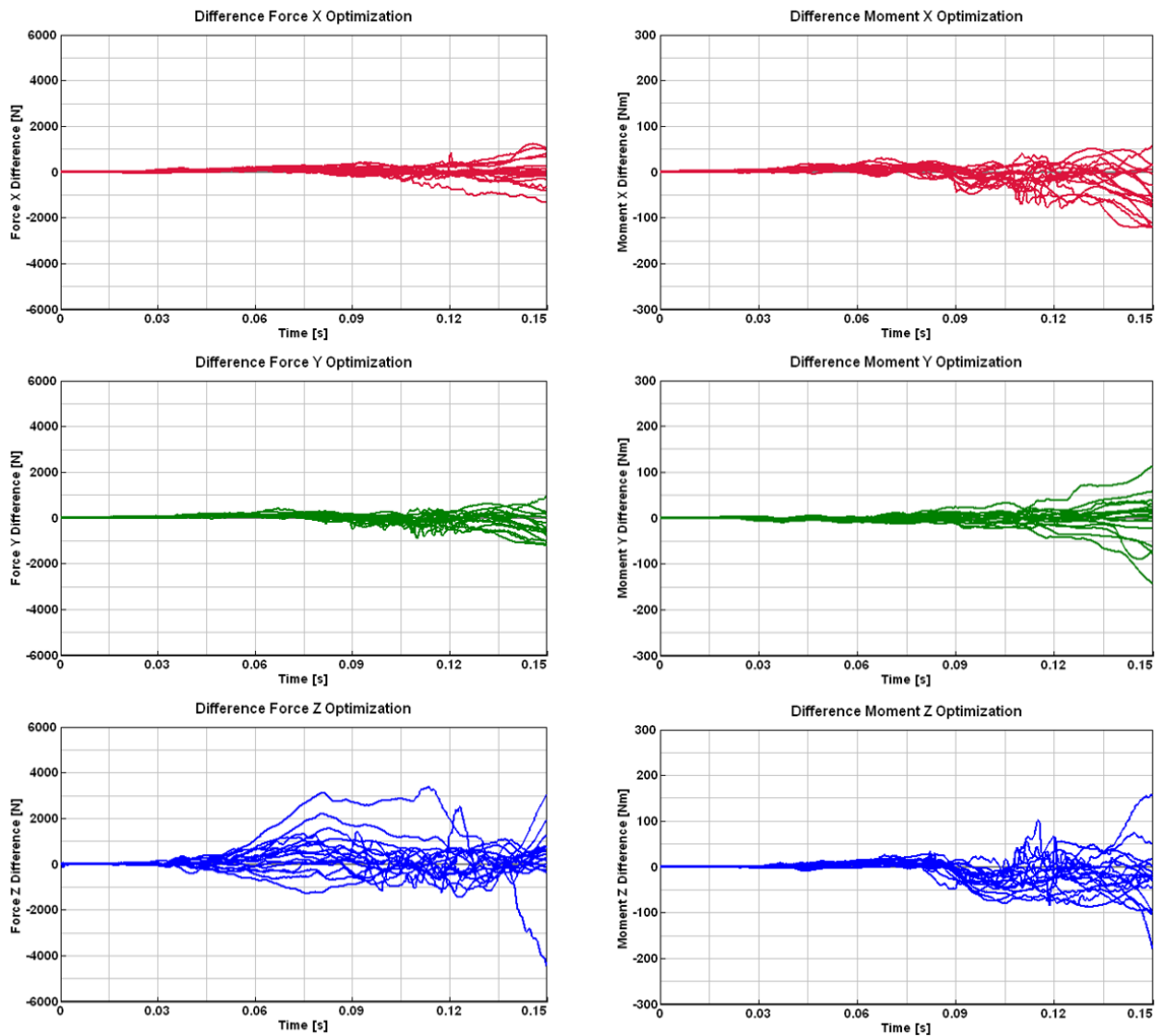
Kraft- und Momentendifferenzen**Versuchsgruppe 1-2**

Abbildung 13-3: Verläufe der Kraft- und Momentendifferenzen für Versuchsgruppe 1-2

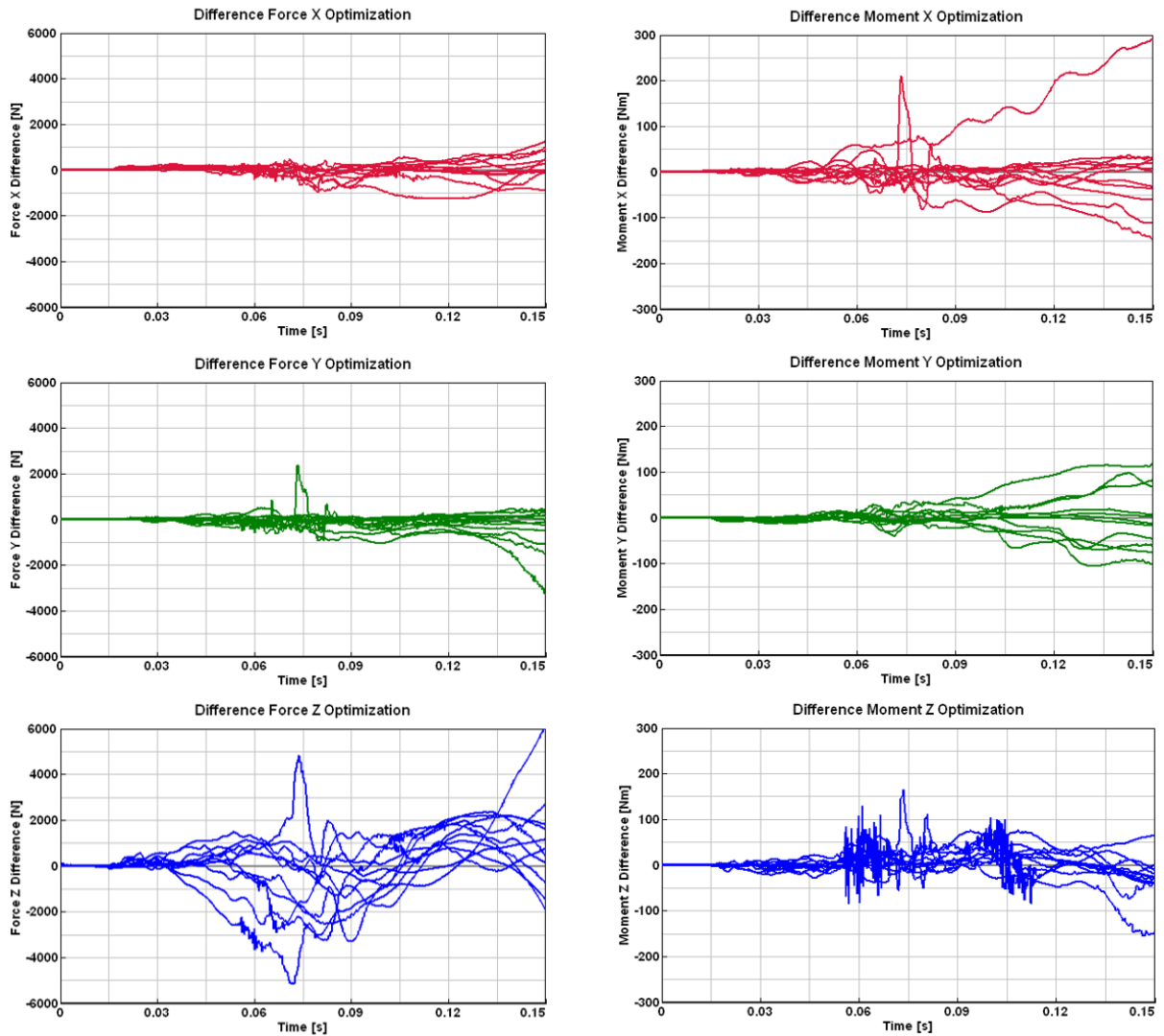
Kraft- und Momentdifferenzen**Versuchsgruppe 2-1**

Abbildung 13-4: Verläufe der Kraft- und Momentdifferenzen für Versuchsgruppe 2-1

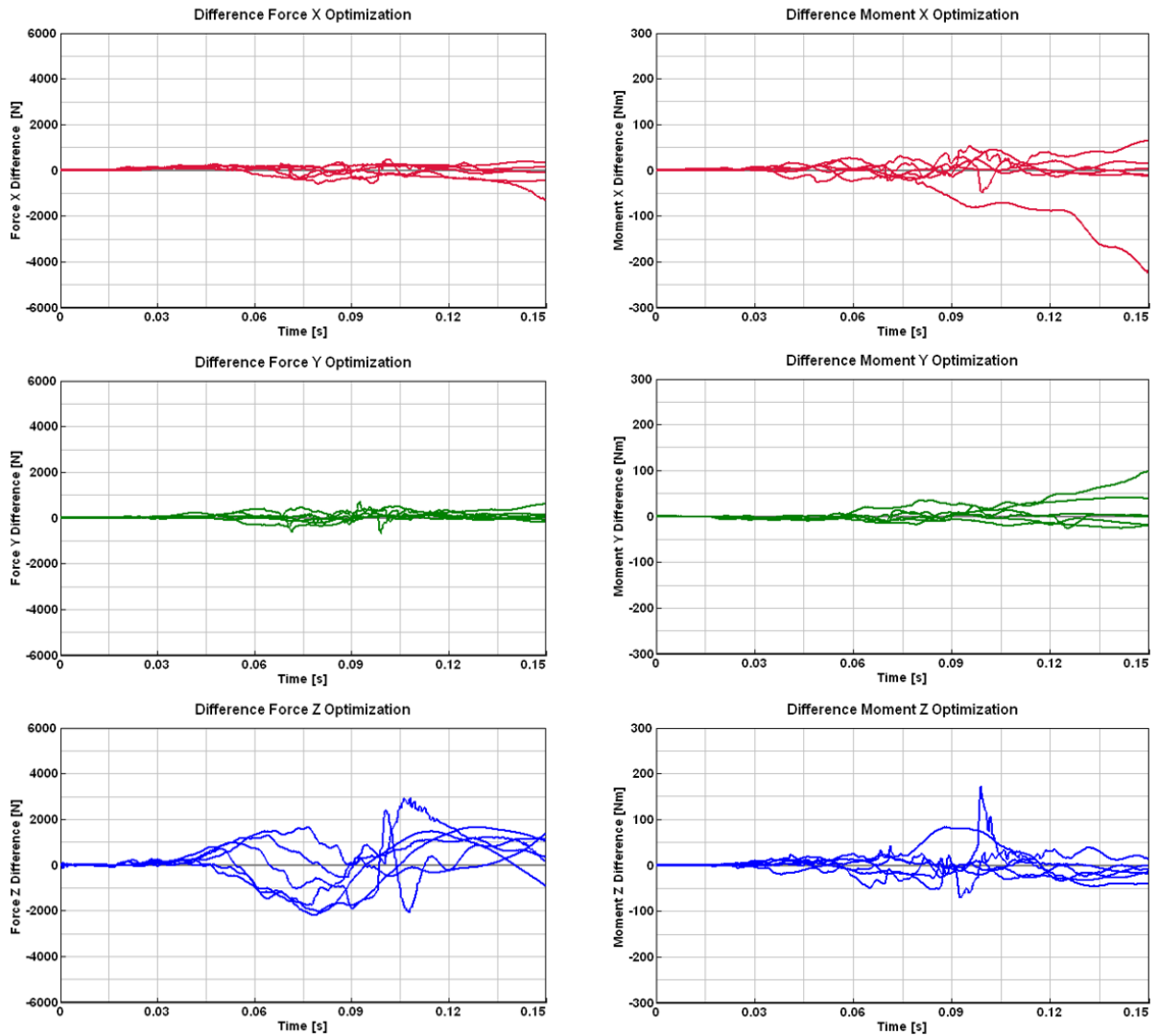
Kraft- und Momentendifferenzen**Versuchsgruppe 2-2**

Abbildung 13-5: Verläufe der Kraft- und Momentendifferenzen für Versuchsgruppe 2-2

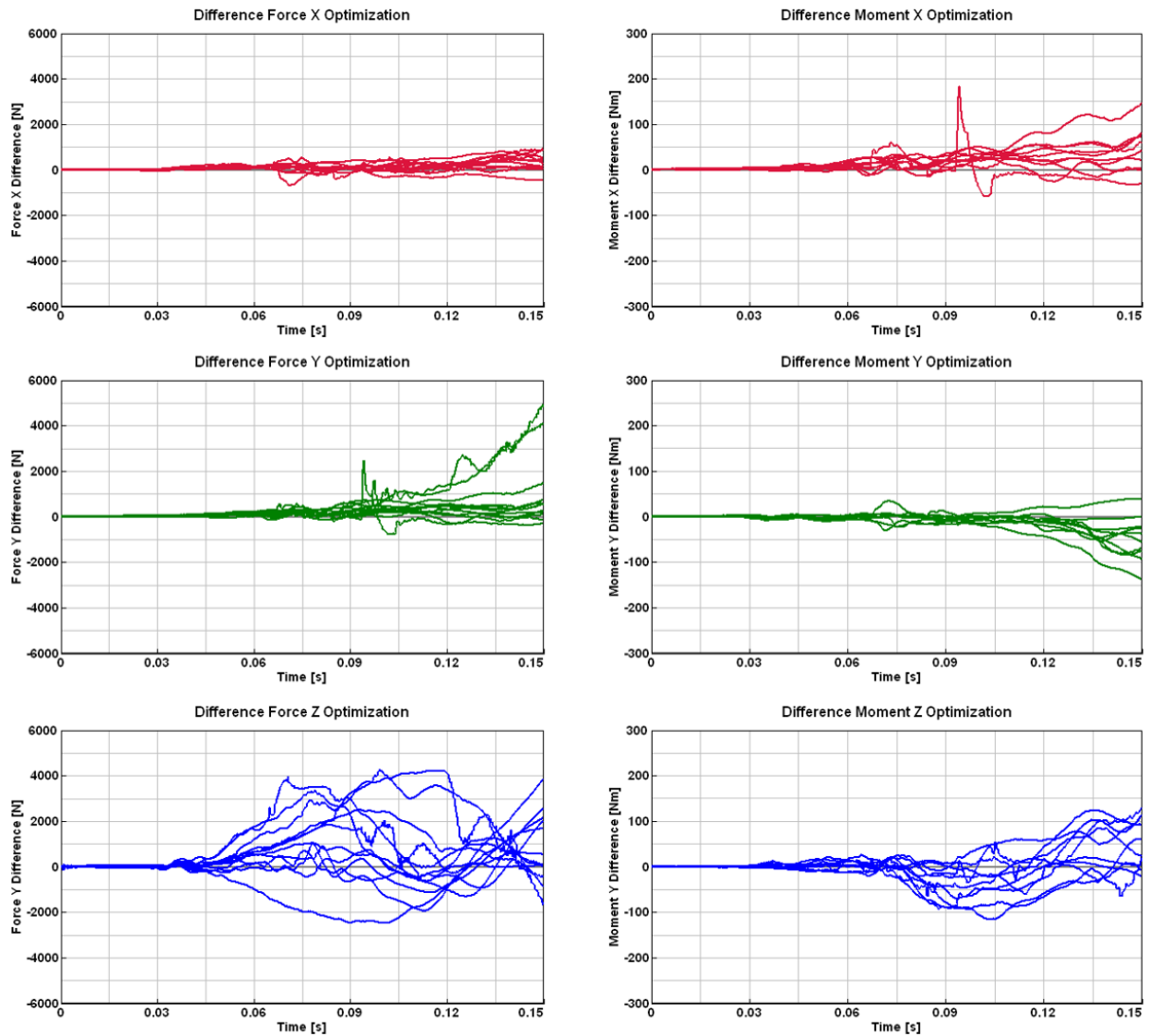
Kraft- und Momentendifferenzen**Versuchsgruppe 3-1**

Abbildung 13-6: Verläufe der Kraft- und Momentendifferenzen für Versuchsgruppe 3-1

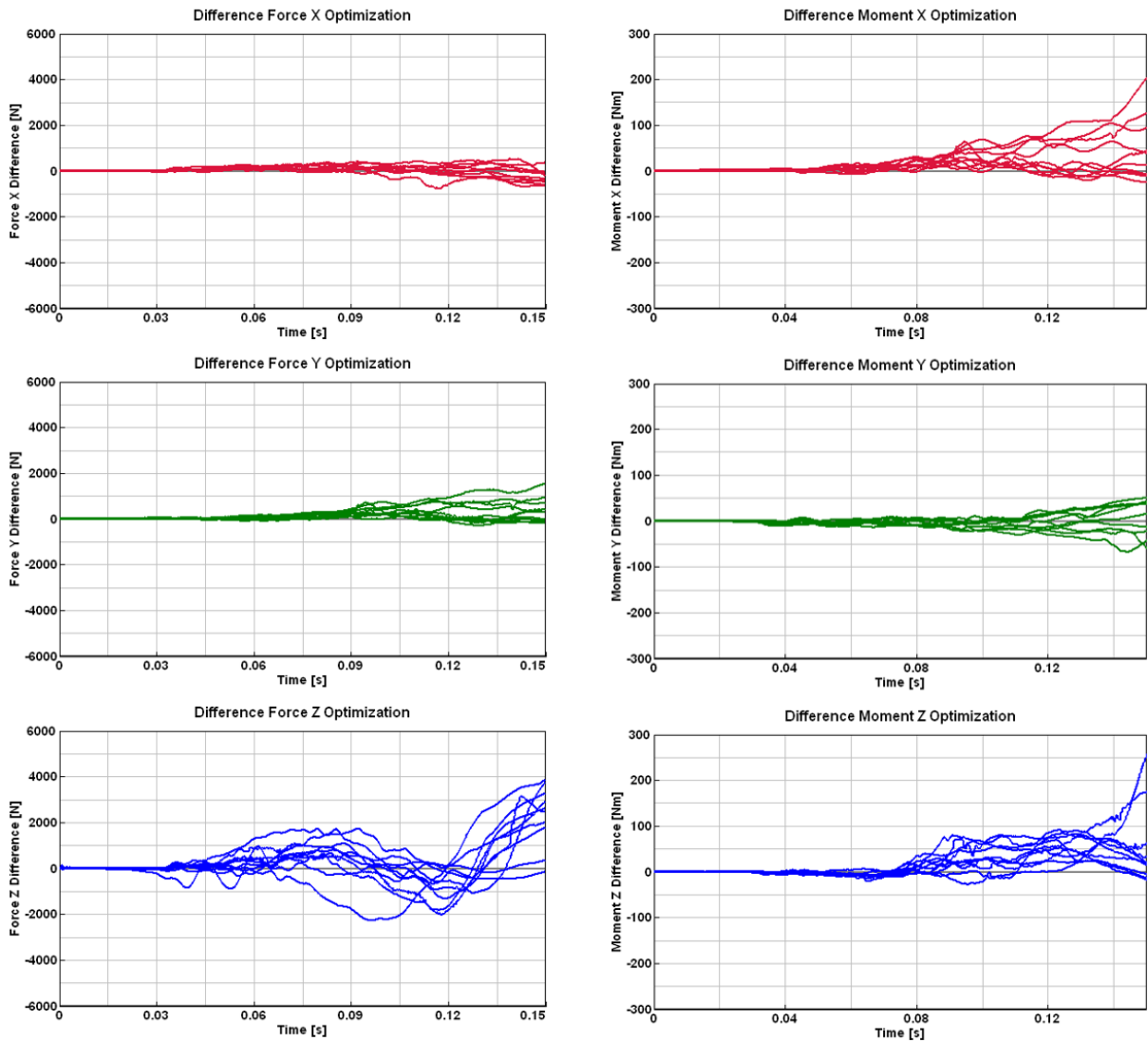
Kraft- und Momentendifferenzen**Versuchsgruppe 3-2**

Abbildung 13-7: Verläufe der Kraft- und Momentendifferenzen für Versuchsgruppe 3-2