

Biomechanische Bewegungs- und Belastungsanalyse im modernen Skisport mittels Mehrkörpersimulation in AnyBody

Thomas Koller, Brodie M., Litzenberger S., Sabo A.

Technikum Wien, Wien, Österreich

Summary

This study is focused on stress and strain analysis as well as motion analysis during a carving swing. The aim is to visualize muscle forces and find an probable alternative to conventional EMG. Furthermore, this simulation study should shed light on the skier's trajectory over a carving turn. In order to achieve a valid and smooth simulation, secondary motion capturing data as well as measured forces during the run were used. The whole application, developed with the simulation software AnyBody, was accomplished in several steps and is based on the secondary data. Within this simulation, muscle activities and muscle forces plots were evaluated. The activation samples were plotted graphically and subsequently analyzed.

Due to high amplituded accelerations during the left turn, the main focus was laid on right turn. The application's first evaluation shows the skiers trajectory and their muscle activities over the right turn. A comparison to EMG data was not possible due to the lack of any other study. Basically, the data of this simulation is comparable to EMG but can not be evaluated yet. It provides the basis for extensive research for a further study in modern ski race. Subsequently, AnyBody is a quite useful, faster and efficient tool compared to EMG and sheds light on the skier's motion trajectory.

Keywords

carving, ski, biomechanics, simulation, motion analysis

1. Einführung

Diese Masterarbeit wurde nicht erstellt um bereits bestehende Hypothesen zu bestätigen oder zu widerlegen, sondern vielmehr um neue Hypothesen zu generieren, da eine Belastungsanalyse im Skisport auf diese Art und Weise noch nie durchgeführt wurde. Die Ermittlung von Muskelkräften ist heutzutage ein überaus wichtiger Teil der Wissenschaft um Überlastungen vorzubeugen und Verletzungen zu vermeiden.

Viele Skifahrer sind in den letzten Jahren auf Carvingski umgestiegen. Nicht nur allein auf Grund der Industrie, die eine massive Vereinfachung des Skifahrens anpreist, sondern auch einen enormen Funfaktor verspricht. Wenn man jedoch genauer hinsieht, nutzt kaum jemand die gesamte Kapazität des Sportgeräts da es meistens an technischem Können fehlt. Sehr viele rutschen/driften mit ihren Carvingski in den Schwung und klagen im Falle eines Sturzes über die Carvingstechnologie.

Durch die Vielzahl an verschiedenen Carvingski und auch der verschiedenen Fahrtechniken, ist es wissenschaftlich sehr schwer eine generelle Aussage zu einem Carvingschwung zu treffen. In dieser Arbeit wurde detailliert auf einen erfassten Schwung eingegangen, der die Basis für diese Arbeit darstellt.

Da das Carven relativ jung ist, gibt es nur wenige Studien zum Thema Belastungen und Kräfte im Skisport. SOLTSMANN (2005) untersuchte den Trend des Verletzungsmusters im alpinen Skisport, der sich mit dem Wechsel zum Carvingski veränderte.

Rückwärtsdrehstürze durch taillierte Ski sowie andere hohe Belastungen und Gefahren im modernen alpinen Skisport werden oft unterschätzt. Um festzuhalten welche Kräfte hier auftreten, wurde diese Forschungsarbeit ins Leben gerufen. Sie verknüpft Bewegungsanalyse und Bewegungssimulation im modernen Skisport, bei der mittels einer Körpersimulation in der Simulationssoftware AnyBody die auftretenden Muskelkräfte während eines Carvingschwunges untersucht werden. Dazu werden bereits aufgezeichnete Datensätze einer früheren Forschungsarbeit herangezogen und als Basis für diese Simulation verwendet.

Es wird versucht, die auftretenden Belastungen im menschlichen Körper mittels der eigens generierten/programmierten Modellbildung darzustellen und Rückschlüsse auf den Bewegungsablauf zu ziehen. Die errechneten Ergebnisse dieser Belastungsanalyse sollen evaluiert werden und eine eventuelle Alternative zu geläufigen Elektromyographie darstellen.

2. Biomechanik des Carving

Carving (von engl. to carve - schnitzen), das auch als „geschnittener Schwung“ bezeichnet wird, wird seit Anfang der 90er Jahre als innovativste Entwicklung im modernen Skisport angesehen. Durch ständige Weiterentwicklung der konventionellen Ski, die auch als „Pommes-Ski“ (Ski ohne jegliche Taillierung) bezeichnet werden, werden die Schwünge nun vollständig auf den Kanten gefahren oder aber auch geschnitten anstatt zu driften.

Bei jeder Bewegung des menschlichen Körpers wirken verschiedene Kräfte auf ihn, ebenso auch beim Carvingschwung. In der Biomechanik wird hier zwischen inneren und äußeren Kräften unterscheiden, wobei die Biomechanik das Zusammenspiel zwischen inneren und äußeren Kräften beschreibt (BAUMANN, 1989). Diese Kräfte wirken in jedem Moment der Bewegung unterschiedlich stark und in unterschiedliche Richtungen. Unter Vernachlässigung zusätzlich angreifender Kräfte wie Luftwiderstand, Hangabtriebskraft, Unebenheiten der Skipiste, sowie Reibung zwischen Ski und Schnee, kann das Kräftegleichgewicht der äußeren Kräfte wie in Fig. 1 dargestellt werden.

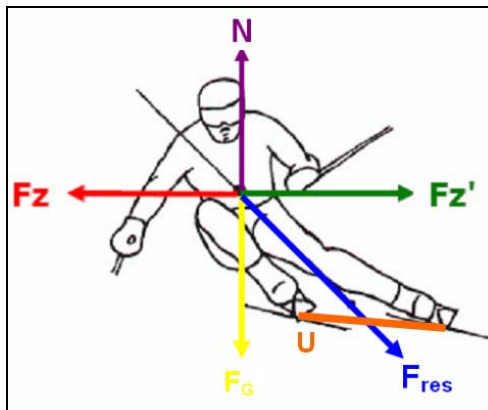


Fig. 1: Dynamisches Kräftegleichgewicht – F_z (Zentripedalkraft), F_z' (Zentrifugalkraft), F_G (Gewichtskraft), F_{res} (resultierende Kraft), N (Normal- oder Bodenreaktionskraft), U (Unterstützungsfläche)

Die gesamte Wirkung aller Kräfte muss so geregelt sein, dass ein dynamisches Gleichgewicht entsteht, sprich die resultierende Kraft F_{res} durch die Unterstützungsfläche U verläuft. Ist dies nicht der Fall, so herrscht kein dynamisches Gleichgewicht und der Skifahrer kommt zu Sturz.

Wie MITMANNSTRUBER (2008) feststellte, kommen beim Carven höhere Kräfte zustande als beim konventionellen Skifahren. Dies hängt damit zusammen, dass auf Grund des niedrigen (im Idealfall kein) Rutsch- bzw. Driftanteils höhere Geschwindigkeiten und somit höhere Zentrifugalkräfte auftreten. Diese Zentrifugalkräfte müssen muskulär sowie fahrtechnisch (Neigung des Skifahrers zur Drehachse) im Gleichgewicht gehalten werden um ein Stürzen zu vermeiden. MITMANNSTRUBER (2008) schreibt in seinem Lehrbehelf, dass der Skifahrer schon bei 40km/h mehr als das Doppelte seines Körpergewichts bei gebeugten Kniegelenken halten muss.

Bedenkt man nun, dass im modernen Skisport Geschwindigkeiten zustande kommen die jenseits der 100km/h-Grenze liegen, so wird deutlich welchen Kräften sich die Athleten stellen müssen, die durch die inneren Kräfte (auch innere Biomechanik genannt) beschrieben werden.

3. Methoden

Wie schon Eingangs erwähnt, wurden Bewegungsdatensätze von der Massey University of New Zealand verwendet, die mit einem neuartigen Motion Capturing System (Fusion Motion Capturing) erfasst wurden. Anstatt Kameras, wurde hier zur Bewegungserfassung ein Netzwerk von 15 Körpersensoren verwendet, die am Körper des Skifahrers befestigt werden. Diese sogenannten „Inertial Measurement Units“, kurz IMU's sind miteinander verknüpft, um die Bewegung des Sportlers zu messen. Zusätzlich wurde noch ein GPS (Global Position System) – Empfänger auf dem Helm des Skifahrers positioniert um jede Änderung der Bewegung in Fahrtrichtung zu erfassen. Der Skifahrer legte im Raum eine Strecke in X-Richtung von 170m zurück und überwand dabei eine Höhe in Z-Richtung von 46m. Die Positionierung im Raum und dem der Positionierung entsprechenden Offset ergab sich auf Grund der Markerkoordinaten. Weiters wurden in den Skischuhen eingelegte Drucksohlen verwendet, um die Bodenreaktionskräfte während der Fahrt zu messen. Die gesamten Daten dieser Studie wurden für diese Arbeit zur Verfügung gestellt.

Diese Daten wurden mit einer Frequenz von 25 Hz aufgezeichnet und enthalten Markerkoordinaten in X-, Y- und Z-Richtung von gezählten 92 Körperpunkten. Es wurden 4 Sekunden eines Riesentorlaufes mit 25Hz erfasst. Durch diese Aufnahme ergaben sich 100 Zeitschritte, was eine Genauigkeit von 4 hundertstel Sekunden pro Zeitschritt ergibt.

3.1 Abstraktion des Modells

Bei 100 Zeitschritten der X-, Y-, und Z-Koordinaten von insgesamt 92 Körperpunkten ergibt das eine Anzahl von 27600 Koordinaten, die über ein Körpermodell verteilt liegen. Aufgrund dieser enormen Datenflut und dem damit verbundenen Aufwand, musste der Abstraktionsgrad des Modells so gewählt werden, dass die für diese Arbeit relevanten Daten valid erzeugt werden. Da das Hauptaugenmerk auf den unteren Extremitäten liegt, wurden der Oberkörper, sowie die oberen Extremitäten und Kopf nicht in die Simulation mit den Bewegungsdatensätzen integriert. Dieser Teil des Körpers wurde jedoch keinesfalls vernachlässigt, sondern in der weiteren Verarbeitung und Bewegung des Körperschwerpunktes während der gesamten Simulation berücksichtigt, um die Güte des Modells möglichst hoch zu halten.

Es wurden insgesamt 15 Markerpositionen an Hüfte, Beinen und Füßen gewählt um das Modell in AnyBody kinematisch zu bestimmen und den Carvingsschwung zu simulieren.

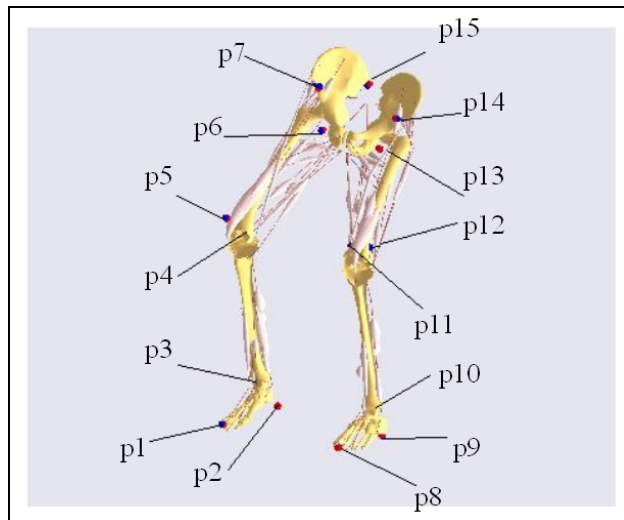


Fig. 2: Abstraktion und Markerpositionierung am Modell

3.2 Gedankenexperiment

Man kann sich diese Vorgehensweise der markerunterstützten Bewegung als eine Art Marionette vorstellen. Nehmen wir an, der zu simulierende Skifahrer sei die Marionettenpuppe, die den Carvingsschwung fährt bzw. den für diesen Schwung notwendigen Bewegungsablauf durchführen soll (siehe Fig. 3). Die Markerdaten, die von der Bewegungsanalyse kommen werden über Nodes (die mit den Markerdaten verbunden sind), die ihrerseits wieder mit weiteren Nodes (Marker-Struktur in AnyBody, die mit dem Modell verbunden ist) verknüpft sind, auf das Modell übertragen, um so die gewünschte Bewegung zu erzwingen. Ebenso funktioniert dies bei einer Marionette. Der vorgegebene Bewegungsablauf, der mit den Händen erzeugt wird, wird an die Hölzer weitergegeben, an denen Schnüre angeknötet sind (Nodes - Marker). Über die Schnüre wird die Bewegung dann an weitere Knotenpunkte (Nodes - Modell) weitergeleitet, die sich an der Puppe (Modell) befinden.

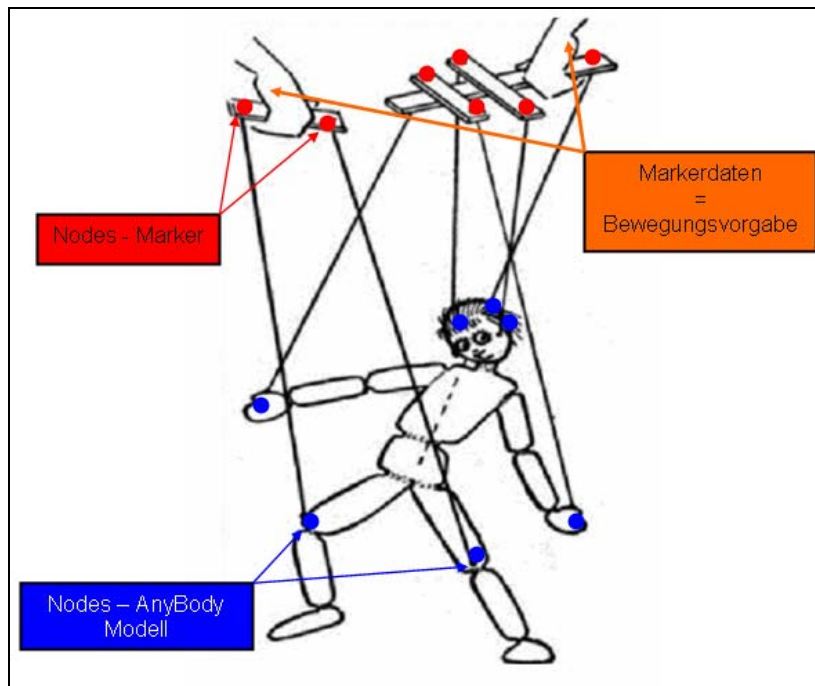


Fig. 3: Veranschaulichung der Bewegungsübertragung in AnyBody am Beispiel einer Marionette

3.3 Simulation in AnyBody

Die biomechanische Modellierungssoftware AnyBody wurde entwickelt, um die biomechanischen Vorgänge des menschlichen Bewegungsapparates in Verbindung mit der Umgebung zu erfassen. In diesem Zusammenhang wird unter der Umgebung der Einfluss von äußeren Kräften bzw. Randbedingungen verstanden. Jede beliebige Bewegung des menschlichen Körpers kann mittels manueller Einstellung oder mittels erfasster Bewegungsdaten nachgestellt werden. AnyBody berechnet die mechanischen Zusammenhänge bzw. Eigenschaften des Modells. Verschiedene Ergebnisse wie Muskelkräfte, Gelenkskräfte und -momente, Metabolismus, Spannungszustände in Sehnen, antagonistische Muskelbewegungen und vieles mehr können berechnet werden. Diese Berechnung erfolgt mittels einer invers dynamischen Analyseverfahren.

Bei den dynamischen Analyseverfahren lässt sich grundlegend zwischen der direkten und der indirekten (inversen) Dynamik unterscheiden. Diese beiden Verfahren zur Ermittlung der Bewegung bzw. Kräfte sind völlig unterschiedlich. Während bei der direkt dynamischen Methode die inneren Kräfte und Momente den Ursprung der Bewegung bilden, so ist es bei der indirekt dynamischen Methode genau umgekehrt. Äußere Kräfte, wie es in dieser Arbeit die kinematischen Daten oder Koordinaten der Markertrajektorie sowie Reaktionskräfte darstellen, werden zur Berechnung der Bewegung herangezogen und setzen somit die Rahmenbedingungen des Bewegungsablaufes fest.

Um eine kinematische Bestimmtheit bei einer Bewegung mit Marker zu gewährleisten, muss sichergestellt werden, dass sich die Marker, die sich auf einem Segment befinden, sich in keiner Weise relativ zueinander bewegen. Falls sich die Marker in Längsrichtung eines Segments bewegen, muss dies mittels eines Drivers unterbunden werden. Es kann aber auch versucht werden, einige Marker auf der Hüfte durch einen Driver zu ersetzen, denn je höher die Anzahl an Fehlerquellen (Anzahl der Marker und somit mögliche „Bewegungsfreiheiten“), desto schwieriger ist es, eine kinematische Bestimmtheit zu gewährleisten.

Um nun eine kinematische Bestimmtheit sicherzustellen, wurden Marker p6 und p13 (siehe Fig. 2) und deren Nodes aus dem Modell entfernt und die dadurch entstehenden Freiheitsgrade mittels Driver unterbunden. Die Kniemarkers p4 und p11 wurden ebenfalls entfernt, da diese zu einem späteren Zeitpunkt von der Markertrajektorie abwichen. Um auch bei den Knien eine möglichst geringe Abweichung zu erzielen, wurden diese also nur mit je einem Marker bestückt. Durch die Reduktion von insgesamt 4 Markern, konnten andere Marker eindeutiger bestimmt werden, da Freiheitsgrade offen waren, mit denen man die übrigen Marker bestimmen konnte.

Um die Simulation vollständig zu generieren, wurde gemäß der heuristischen Methode „Trail and Error“ gearbeitet. Der Error zu Error-Toleranz-Abstand wurde für Marker minimiert bis dieser schlussendlich nicht mehr im Operation-Window angezeigt wurde. Auch die Zwangsbedingungen der Freiheitsgrade wurden immer wieder neu justiert, um Zeitschritt nach Zeitschritt zu gewinnen und die Simulation vollständig durchlaufen wurde.

3.4 Kräfte und Belastungen

Nachdem die Kinematik vollständig bestimmt war und die Simulation vollständig von Zeitschritt 0 bis 99 funktionierte, wurden die am Skifahrer wirkenden Kräfte appliziert. Das Hauptaugenmerk lag in dieser Arbeit auf den Bodenreaktionskräften, da diese bei der MoCap-Datenerfassung aufgezeichnet wurden. Weiters wirkende Kräfte wie Luftwiderstand oder Reibungskräfte wurden auf Grund fehlender Datensätze für diese Simulation vernachlässigt. Kräfte des rechten und linken Beins in X- Y- und Z-Richtung werden in der Simulation anhand eines Vektors dargestellt.

Würde der Kraftvektor an einem beliebigen Platz des Fußes eingeleitet werden, so würde der Skifahrer auf einer Art Nadelspitze fahren. Dies würde im Knöchelgelenk bei einer Kraft von über 4000 Newton, hohe Momente erzeugen, die von der Muskulatur aufgenommen werden müssten und die Messung verfälschen würden. Da aber der Skischuh über den Knöchel bis Mitte Unterschenkel geht und das Knöchelgelenk stabilisiert, wurde dies auch in das Modell übertragen werden. Der Schuh eines Skiläufers wird sehr wahrscheinlich extrem eng am Unterschenkel anliegen und die hohen Momente aufnehmen. Der Kraftansatzpunkt konnte somit direkt in das Sprunggelenk verschoben werden (siehe Fig. 4), was die Muskelaktivität im Unterschenkel massiv reduzierte.

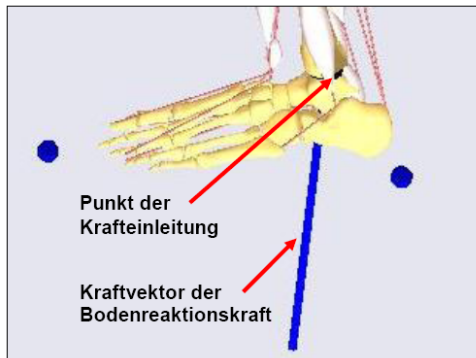


Fig. 4: Einleitung der Bodenreaktionskraft in das Sprunggelenk

4 Ergebnisse

Der Signal- zu Rauschabstand während den ersten 40 Zeitschritten (Linksschwung) war zu gering, was dazu führte, dass die Ergebnisse verfälscht wurden und eine Aussage über den Aktivierungszustand der Muskeln unmöglich machte. Der Fokus wurde daher auf den Rechtsschwung gelegt, bei dem die Daten sehr gut erzeugt werden konnten. Dies sollte jedoch keinen Unterschied machen, da sich beim Linksschwung die Kräfteverteilung des linken und rechten Beines umgekehrt gleich verhalten sollte.

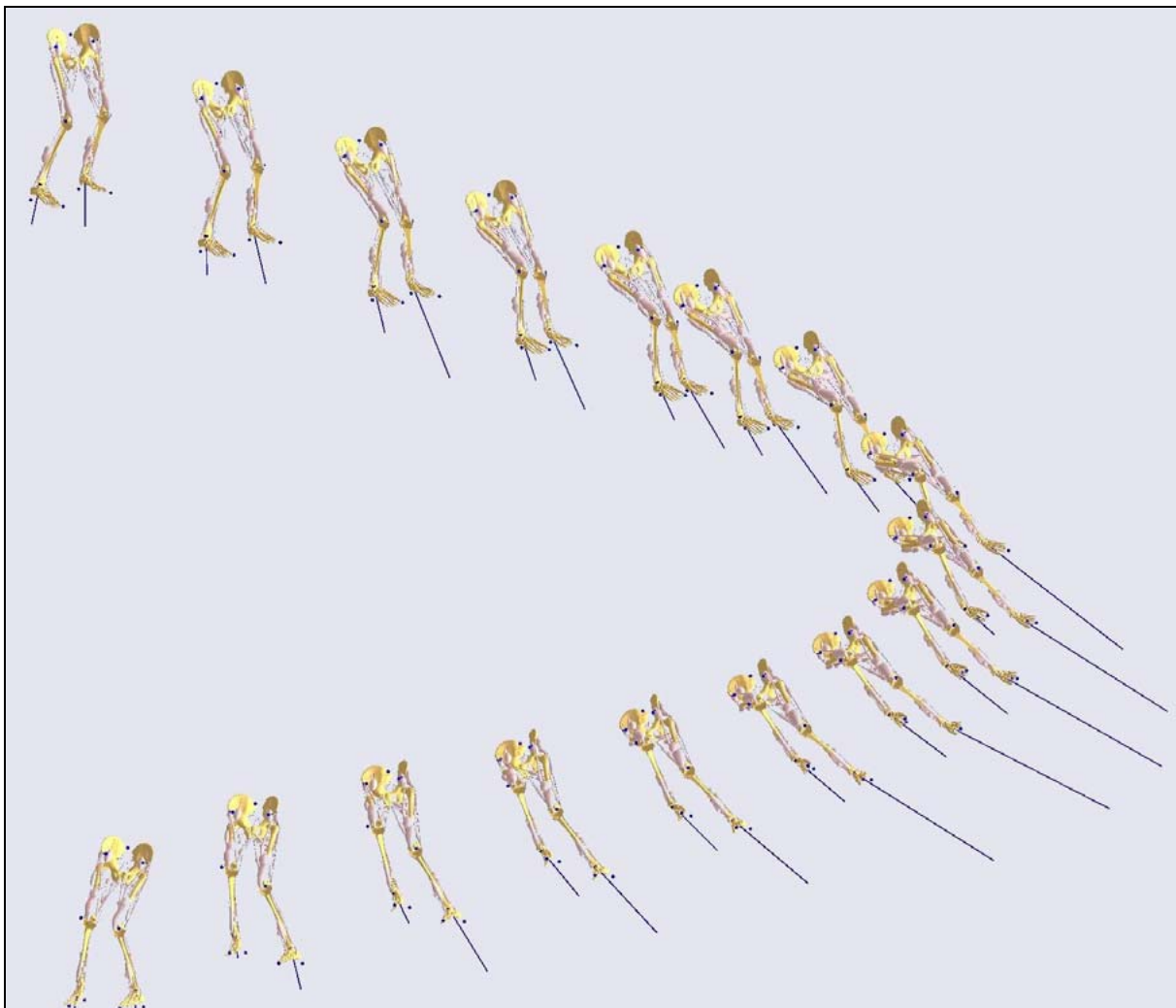


Fig. 5: Simulation und Darstellung des Rechtsschwunges in AnyBody

4.1 Muskelaktivitäten

Es wird die Muskelaktivität über der Zeit (den 100 Zeitschritten, die insgesamt 4 Sekunden reale Laufzeit bedeuten) dargestellt, wobei hier nur der rechte Schwung ausgewertet wird. Die X – Achse zeigt somit die Zeitschritte 50 bis 100, während die Y – Achse die entsprechende Muskelaktivität zu jedem Zeitpunkt angibt.

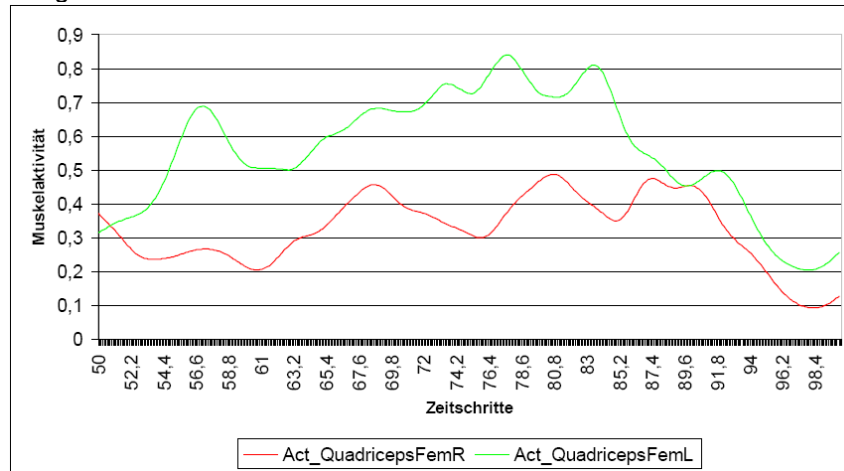


Fig. 6: Muskelaktivität des M.Quadriceps Femoris am linken und rechten Bein

Beim Vergleich des rechten und linken M. Quadriceps Femoris lässt sich sofort erkennen, dass der linke M. Quadriceps eine höhere Aktivierung aufweist als der des rechten Beines. Dies bestätigt zum einen die in der Literatur (WALLNER, 2008) rechierte Belastung des Außenskis (während eines Rechtsschwunges ist dies das linke Bein) beim Riesentorlauf (oder Race-Carven), zum anderen muss laut den bereitgestellten Kraftdaten das linke Bein einer größeren Kraft trotzen um das dynamische Gleichgewicht zu halten.

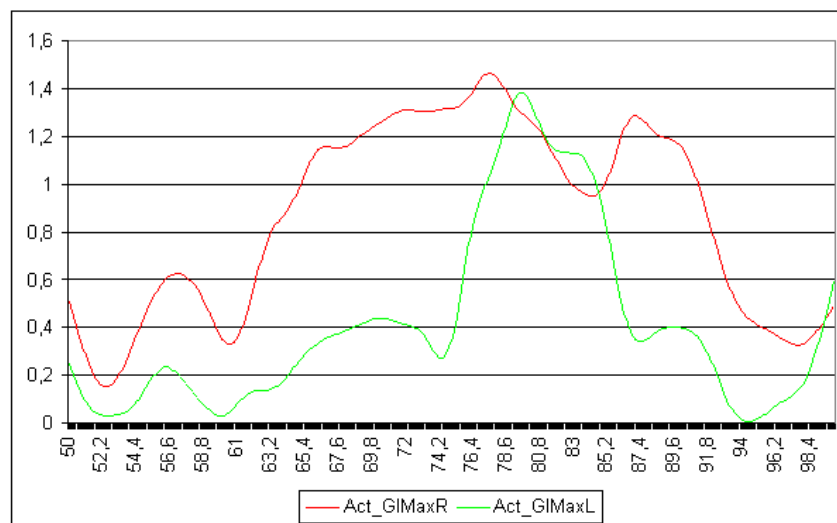


Fig. 7: Muskelaktivität des linken und rechten M.Gluteus Maximus

Der große Gesäßmuskel genannt M. Gluteus Maximus und seine Wirkungsweise auf die Bewegung des Oberschenkels im Hüftgelenk sind reichhaltig. Eine unerlässliche Funktion des M. Gluteus Maximus ist die Extension im Hüftgelenk und die Stabilisierung des Oberschenkels in der Streckung. Durch die Streckung des linken Oberschenkels beim rechten Schwung, muss der linke M. Gluteus Maximus deutlich mehr aktiviert werden um diesen zu stabilisieren, wie aus Fig. 7 zu erkennen ist.

Einer weiteren stabilisierenden Wirkung des Oberschenkels wird dem M. Tensor Fasciae Latae zugeschrieben. Zudem wirkt er bei der Flexion im Kniegelenk mit, was bedeutet, dass bei gestrecktem Knie der Zuggurt des M. Tensor Fasciae Latae stabilisierend wirkt. Dies erklärt auch die Aktivität wie in Fig. 8 dargestellt.

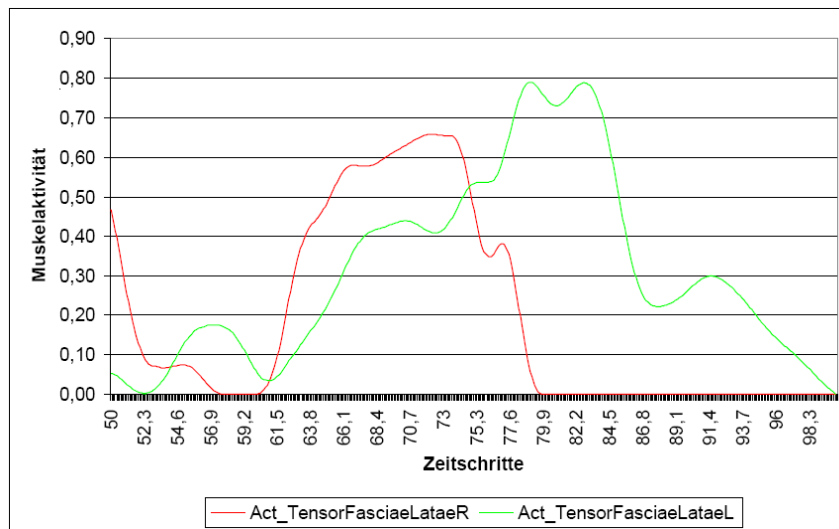


Fig. 8: Simulation und Darstellung des Rechtsschwunges in AnyBody

Durch die Streckung des linken Beines beim rechten Schwung, wird die Aktivität des M. Tensor Fasciae Latae erhöht, wie die grüne Kennlinie in Fig. 8 zeigt. Der rapide Anstieg bei Zeitschritt 75 oder 76 kann vermutlich auf Pistenunebenheiten und der damit verbundenen Stabilisierungsaktivität des Muskels verbunden sein. Die Aktivität des rechten M. Tensor Fasciae Latae kann auf die aktive Beugung, sowie die leichte Innenrotation des rechten Beines zurückzuführen sein, da dieser Muskel auch bei einer Oberschenkelabduktion oder -innenrotation unterstützen kann.

4.2 Muskelkräfte

Auch hier wurde die Muskelkraft nur vom rechten Schwung ausgewertet. Während die X-Achse die Zeitschritte von 50 bis 100 zeigt, zeigt die Y-Achse zu jedem Zeitpunkt die Muskelkraft in Newton

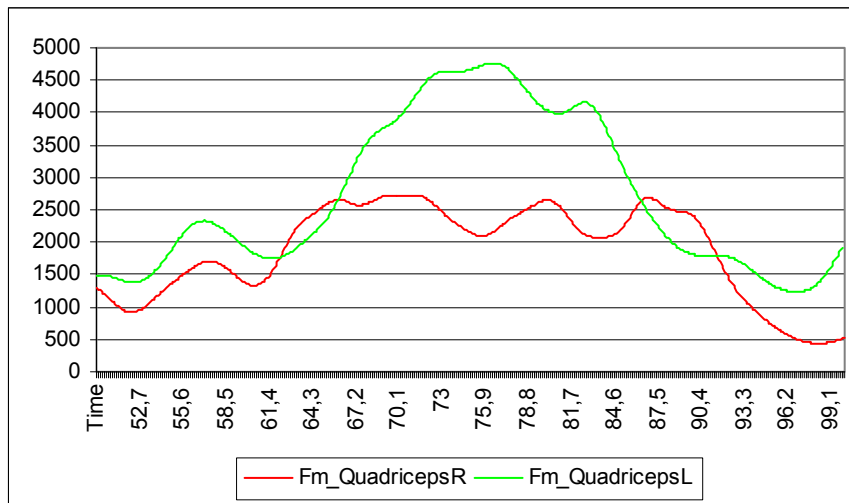


Fig. 9: Darstellung Muskelkraft des linken und rechten Quadriceps Femoris in Newton [N] am Beispiel des rechten Schwunges

Wie schon bei der Muskelaktivität des linken und rechten M. Quadriceps Femoris deutlich ersichtlich war, so ist auch hier (siehe Fig. 9) die Muskelkraft des linken Oberschenkelmuskels deutlich höher. Kräfte bis knapp 5000 N werden hier simuliert.

5 Diskussion

Die erste Berechnung der ausgewerteten Daten, wie in Abbildung 47 und Abbildung 48, die durch die programmierte Simulation generiert wurden, bestätigt die in der Literatur recherchierten Aussagen. Wie WALLNER 2008 in seinem Lehrbuch der österreichischen Skiinstruktoren schreibt, sollte die Belastung am Außenski liegen. Das linke Bein wird stärker belastet und gibt darüber Aufschluss, zu welchem Zeitpunkt die größten Aktivitäten stattfinden bzw. wann der Muskel in Ruhe verweilt. Das Rauschen, das vermutlich durch hohe Beschleunigungen im System zustande kommt, macht den ersten Teil der Simulation unbrauchbar. Welligkeit und Artefakte in den Diagrammen sind vermutlich auf Pistenunebenheiten zurückzuführen. Die Auswertung bestätigt zwar die in der Literatur gefundenen Aussagen, jedoch ist die Aussagekraft der Daten mit Vorsicht zu genießen. Entscheidend ist, dass es keine Vergleichsmöglichkeiten gibt, da eine solche Simulation zur Belastungs- und Bewegungsanalyse in der Art noch nie durchgeführt wurde. Dadurch gibt es auch keinerlei Vergleichsmöglichkeiten, wobei in dieser Studie der Vergleich des linken und rechten Schwunges auch nicht möglich war. Es mussten auch einige Kompromisslösungen angestrebt werden um den Aufwand zu reduzieren und die Simulation überhaupt erst möglich zu machen. Beispiele hierfür wäre die Verwendung des Körpermodelles ohne Rumpf (Abstraktionsgrad) oder die Markerreduzierung um die kinematische Bestimmtheit zu gewährleisten. Auch Reibungskräfte am Boden, sowie der Luftwiderstand wurden vernachlässigt und somit nicht in die Berechnung miteinbezogen. Weiters war die Kraftverteilung an der Fußsohle des Probanden nicht aufgezeichnet worden, was dazu veranlasst hat, die gesamte Kraft in das Sprunggelenk zu verlegen um die Momente zu reduzieren und einen Skischuh zu simulieren. Rückschlüsse auf etwaige Druckverteilungsmechanismen waren daher nicht möglich.

AnyBody verwendet ein bestimmtes Optimierungskriterium. D.h., dass AnyBody die Belastungen auf die beanspruchten Muskeln prozentuell dem Optimierungskriterium gleichmäßig aufteilt. Da jeder Mensch individuell verschieden ist und somit jeder Mensch sein „eignes Optimierungskriterium“ aufweist, wurden bei der Simulation sämtliche Muskeln überbeansprucht. Es kam somit zu einer mehrfachen Überlastung des Muskels. Auch die schnellen und hohen Beschleunigungen, die der Muskel auffangen und abfedern muss, könnten dafür ein Grund sein. Die generierten Modelle in AnyBody, basieren auf einen normal „trainierten“ Mitteleuropäer. Da die Bewegungsanalyse, bei der die Daten erfasst wurden, von einem professionellen Skifahrer durchgeführt wurde und dieser eine dementsprechende stärkere Ausprägung der Muskulatur aufweist, musste der Stressindex von 1,5 auf 4,5 geändert werden. Die maximale Muskelbeanspruchung wird somit um den Faktor 3 erhöht und ist vermutlich auf den Trainingszustand des Probanden zurückzuführen. Die Kräfte, wie sie hier in AnyBody am M. Quadriceps Femoris gemessen wurden, erscheinen beim Vergleich mit der Literatur durchaus plausibel. Laut SCHRÖDER (2008) wurden in verschiedenen Experimenten, bei denen die maximale Kraft des M. Quadriceps Femoris beim Gehen erforscht wurde, sehr unterschiedliche Kräfte, jedoch maximal bis zu 2750 Newton (PERRY, 1975), gemessen. Studien von DENHAM (1987) und RÖHRLE (1980) errechneten in ihren Modellen nur rund 900 Newton, was von SCHRÖDER (2008) als zu gering eingeschätzt wird. Kräfte bis knapp 5000 Newton des M. Quadriceps Femoris bei einem professionellen Skifahrer, wie wir ihn bei dieser Arbeit haben, erscheinen keineswegs zuviel. Hier muss jedoch berücksichtigt werden, dass die gemessene Kraft „Fm“, die Kraft des kontraktiven Elementes ist. Im Allgemeinen kann gesagt werden, dass AnyBody unter Verwendung der Markertrajektorie ein sehr hilfreiches Tool ist um eine Bewegungs- und Belastungsanalyse durchzuführen. Zum einen wäre der Aufwand einer Feldstudie mit EMG sehr aufwendig und lässt nur die oberflächlichen Muskeln zur Erfassung zu. Zum anderen, deckt eine Analyse durch Simulation durch ihre Justiermöglichkeiten deutlich mehr Optionen auf um ein Optimum zu erreichen. Um eine wirklich valide Aussage treffen zu können, müssen die ausgewerteten Daten von AnyBody mit EMG-Daten einer Feldstudie verglichen werden, wobei es sich dabei um den selben Schwung handeln muss. Der Bewegungsablauf und die zeitliche Aktivierung der Muskeln kann sehr schön wiedergegeben werden. AnyBody stellt somit eine sehr zukunftsorientierte Möglichkeit dar, biomechanische Bewegungsanalyse im Sport durch Simulation zu ergänzen um Ergonomie und Ökonomie im Sport noch stärker zu forcieren. Die mit AnyBody entwickelte Bewegungs- und Belastungsanalyse erfüllt den dieser Arbeit zu Grunde liegenden Vorgaben und könnte der Anfang einer ausgedehnten Studie sein, um einen noch wichtigeren Status der biomechanischen Simulation im Sport zu erlangen.

6 References

- [1] Baumann: „Grundlagen der Biomechanik“, 1989
- [2] Brodie M., Walmsley A. And Page W.: „Force vector analysis of ski racing technique using fusion motion capture“, Massey University, New Zealand, 2007
- [3] Denham, R.A.: “Mechanics of the Knee and problems in reconstructive surgery”, The Journal of Bone & Joint Surgery, 1987
- [4] Mitmannsgruber, P.: „Bewegungslehre / Biomechanik des alpinen Skilaufs“, Kirchliche Pädagogische Hochschule Wien/Krems. Lehrbehelf zum Ausbildungskurs Schneesportarten Campus Krems-Mitterau 2008
- [5] Perry, J.: “Analysis of knee joint forces during flexed knee-stance”, The Journal of Bone & Joint Surgery, 1975
- [6] Röhrle, H.: „Kraftflussberechnung in Knochenstrukturen und Prothesen“, Phase III. Minister für Forschung und Technologie. Forschungsbericht, 1980
- [7] Schröder, C.: „Optimierung, Programmierung und Validierung eines Kniekinematators“, Diplomarbeit des Studienganges für physikalische Technik in der Studienrichtung biomedizinische Technik an der westsächsischen Fachhochschule Zwickau, 2008
- [8] Soltmann, J.: „Verletzungen im Alpinen Schisport I - unter Berücksichtigung der Entwicklung in der Skitechnologie“, Erste Erhebung 1998-2000, 2005, München
- [9] Wallner, H.: „Richtig Carven“, Offizielles Lehrbuch der österreichischen Skiinstruktoren. 1. Aufl. 2008, Bundessportakademie Wien