

Entwicklung eines Verfahrens zur Analyse von Gelenkdefekten des erhaltenen Knies von einseitig Beinamputierten mit Hilfe der Schallemissionsanalyse SEA

Jörg SUBKE¹, Adeline KELLER¹, Michael SCHMEILER¹, Benedict SCHNEIDER¹,
Hermawan HERMAWAN¹ Hans-Joachim SCHWALBE¹
¹ Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen

Kontakt E-Mail: joerg.subke@lse.thm.de

Kurzfassung. Für Patienten, die durch ein traumatisches Ereignis ein Bein verloren haben und mit einer Prothese versorgt wurden, ist die Wiederherstellung und Erhaltung der Mobilität ein hohes Gut. Die Entwicklung einer Gonarthrose ist aus diesem Grund zu verhindern, die eine massive Bewegungseinschränkung und damit einen hohen Verlust an Lebensqualität zur Folge hätte.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Verfahrens auf der Basis der SEA, um frühzeitig die Veränderungen des Knorpels im Kniegelenk zu dokumentieren und die Grundlagen für die therapeutischen Maßnahmen auf der Basis der gemessenen Gelenkdefekte bei einseitiger Beinamputation zu schaffen.

Voraussetzung für die SEA-Untersuchung ist die Mobilität des Patienten, der drei Kniebeugen innerhalb von 10 Sekunden durchführen muss. Im Vergleich zur SEA-Standardbewegung muss der Patient mit einem Bein die Kraft für die Flexion und Extension der Kniebeuge aufbringen. Der Patient erhält die Möglichkeit, durch Einsatz der Armkräfte die Ausführung der Kniebeugen mit Hilfe eines Gestells zu unterstützen.

Zur Untersuchung des Patienten werden ein SEA-System von BoneDiaS, zwei DMS-Sensoren von Hottinger, eine Kraftmessplatte FDM-S von Zebris und zwei Videokameras verwendet. Die Schallemission der Gelenkreibung wird an der Kondyle des Femurs mittels eines piezoelektrischen Sensors abgeleitet. Mit der FDM-Platte werden die Bodenreaktionskräfte, mit zwei DMS-Sensoren von Hottinger die Haltekräfte der Arme gemessen. Zur Unterstützung der Bewertung wird die Bewegung aus frontaler und sagittaler Sicht mit je einer Videokamera dokumentiert.

Die Gleichmäßigkeit der Kniebeugen wird anhand der Videoaufzeichnung bewertet. Die Bewegung und Belastung ist bei einbeiniger Kniebeuge asymmetrisch im Vergleich zur zweibeinigen Kniebeuge.

Die Aufteilung der drei aufgenommenen Kräfte zeigt, wie groß die Unterstützung durch die Haltekräfte im Vergleich zur Bodenreaktionskraft während der Bewegung gemessen werden. Ebenso die Links-Rechts Stabilität kann anhand der Haltekräfte bemessen werden. In Korrelation mit den kinematischen Daten werden die SEA-Signale für das erhaltene Kniegelenk bewertet, so dass auf diese Weise das erhaltene Kniegelenk bei einem einseitig Beinamputierten auf Defekte hin geprüft werden kann.

1. Einführung

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Verfahrens auf der Basis der Schallemissionsanalyse (SEA) [1], um frühzeitig bei Amputierten die Veränderungen des Knorpels im Kniegelenk zu dokumentieren und die Grundlagen für die therapeutischen Maßnahmen auf der Basis der gemessenen Gelenkdefekte bei einseitiger Beinamputation zu schaffen. Ausgangspunkt ist die akustisch-kinetische Gelenkanalyse, in der Patienten zweibeinige Kniebeugen zur Prüfung der Kniegelenke durchführen [2, 3]. In dieser Arbeit wird diese Prüfung auf einbeinige Verhältnisse im Amputationsfall adaptiert und diskutiert.

2. Methode

Um die Defekte im Kniegelenk bei Patienten mit einseitiger Amputation der unteren Extremität mit Hilfe der Schallemissionsanalyse SEA messen zu können, wurde ein Prüfstand aufgebaut. Der Prüfstand besteht aus einem Aluminiumgestell (Höhe 86 cm / 118cm, Breite 81 cm, Länge 118 cm, mit offenem Einstieg von hinten) um den Amputierten bei der Kniebeuge-Bewegung [4-6] mit Hilfe von Haltegriffen zu unterstützen. Die Haltegriffe sind mittig an den Längsprofilen mit uniaxialen Kraftsensoren montiert, um die Größe der Unterstützungskräfte der beiden Arme/Hände dokumentieren zu können (HBM-System QuantumX 440B, S2M® Sensor, 10N-1kN, Genauigkeitsklasse 2).

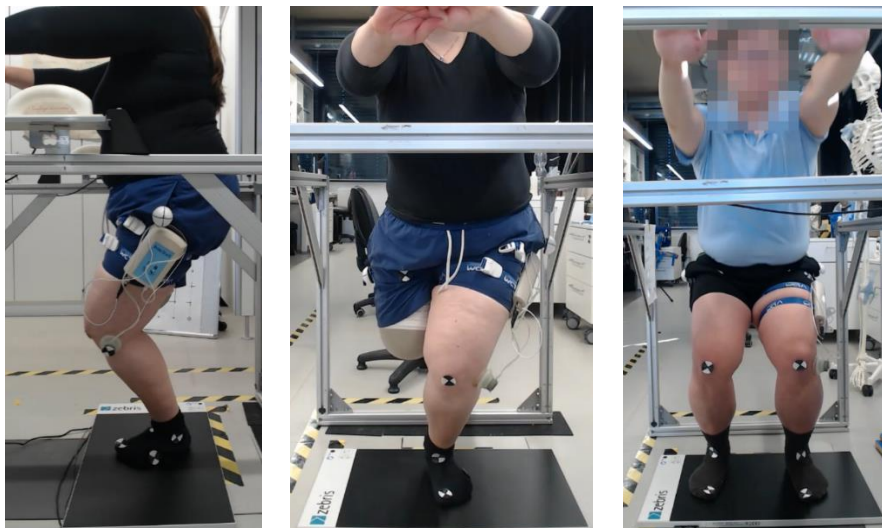


Abb. 1: Prüfstand, links sagittale Ansicht der einbeinigen Kniebeuge ohne Handkraft eBoH, Mitte frontale Ansicht eBoH, rechts frontale Ansicht zweibeinige Kniebeuge

Die Belastung, die während der Kniebeuge auf den Patienten vom Boden aus einwirkt, wird mit einer Druckmessplatte (Zebris® Platte FDM-S) aufgenommen. Zum Zebris-System gehörige zwei Kameras (USB SynCam 30 fps, 1920x1080) dokumentieren synchron zu den Druckkräften die Bewegung des Patienten in der Sagittal- und Frontalebene. Die akustischen Signale der Gelenkreibung im Kniegelenk werden mit dem mobilen System von BoneDiaS® (Mobiles System V3, breitbandiger Piezokeramischer Sensor 50-100kHz) aufgenommen.

Versuchsdurchführung:

- Je drei Kniebeugen in 10s auf unterschiedlichen geneigten Aufstandsflächen
- Messung von Bodenreaktionskraft, (Druckmessplatte Zebris®, Platte FDM-S)
- Messung der linken und rechten Handkraft (HBM-System QuantumX 440B, S2M® Sensor, 10N-1kN, Genauigkeitsklasse 2)

- Videoaufzeichnung der Kniebeugen aus frontaler und sagittaler Sicht, (Zebris® USB SynCam 30 fps, 1920x1080)
- Schallaufzeichnung der Kniegeräusche SEA (Mobiles System V3, breitbandiger Piezokeramischer Sensor 50-100kHz)
- Analyse der korrelierenden Messdaten

Die zeitlich nicht gekoppelten Messsysteme Zebris, HBM und BoneDiaS werden durch charakteristische Muster in den Signalverläufen der Bewegungsphasen miteinander gekoppelt [4]. Die Signalverläufe der Bodenreaktionskraft werden mit einem gleitenden Mittelwert bearbeitet, um die charakteristischen Muster der Bewegungsphasen hervorzuheben [7]. Die Bewegungsphasen der Kniebeugen beschreiben den aufrechten Stand, die Beugung (Flexion), den Umkehrpunkt der Bewegung, die Streckung (Extension) und den nächsten aufrechten Stand. Dynamisch lässt sich die Bewegung aus dem Ruhezustand durch Beschleunigungs- und Abbremsphasen in der Abwärts- und Aufwärtsbewegung beschreiben. Die Probandin (w, Alter 43 Jahre, Masse 78 kg, Körpergröße 163cm) ist im unteren Bereich des Oberschenkels amputiert, treibt einmal wöchentlich Sport (Pilates) und ist im Alltag in ihrer Mobilität nicht eingeschränkt. Sie ist in der Lage, eine einbeinige Kniebeuge mit und ohne Unterstützung der Arme durchzuführen. Um die Unterschiede bezüglich der Gelenkwinkel und der Bodenreaktionskraft in den unterschiedlich unterstützten Kniebeugen zu untersuchen, werden von der Amputierten einbeinige Kniebeugen mit und ohne Handkraft durchgeführt (drei Kniebeugen in 10 sec; im Rahmen der eigenen Fitness so tief wie möglich). Für die spätere Bewertung der Messparameter der einbeinigen Kniebeugen wird als Referenz eine zweibeinige Kniebeuge eines gesunden Probanden (m, Alter 25 Jahre, Masse 97 kg, Körpergröße 175cm, 1-2 Mal Sport wöchentlich) herangezogen. Zur Analyse der gesamten Kniegelenkoberfläche hinsichtlich der Defekte werden wie bei akustisch-kinetischer Analyse zweibeiniger Patienten die Kniegelenke mit Hilfe Fußunterlagen in den Kniegelenken durch Innenranderhöhung (IE) und Außenranderhöhung (AE) umgestellt. Die Unterlagen sind 50 cm lang, 20 cm breit und 2 cm hoch und weisen eine seitliche Neigung von 2° auf, so dass eine Innen- bzw. Außenranderhöhung von Schuheinlagen von 3mm bei einer Fußbreite von ca. 10cm simuliert wird.

3. Ergebnisse und Diskussion

3.1 Bewegungsdaten

Im Videofilm der frontalen Ansicht der freihändigen einbeinigen Kniebeugen (eBoH) der Amputierten sind Instabilitäten in der Bewegungsausführung zu erkennen, die als horizontale Bewegung des Kniepunkts in Abb. 2 als x-Strecke zusammen mit dem sagittalen Gelenkwinkel abgebildet ist. In Abb. 2a fällt auf, dass das linke Knie während der Beugung nach innen geführt wird und dabei in allen drei Kniebeugen kurzfristig nach außen (lateral) ausbricht. Dies ist insbesondere bei der zweiten Kniebeuge zum Zeitpunkt $t=4$ sec zu erkennen, da hier das Knie 5cm horizontal nach außen (lateral) bewegt wird.

In Abb. 2b ist zu erkennen, dass die Amputierte bei den drei einbeinigen Kniebeugen mit Handkraft (eBmH) ein regelmäßiges Muster erzeugen kann. Die Kurven der horizontalen Bewegung des Knies und des Gelenkwinkels weisen ein annähernd synchrones Verhalten auf, welches darauf hinweist, dass sie aus den Standphasen das Knie stabiler nach innen (medial) führen kann. Die Änderung in der Amplitude ist mit ca. 3 cm deutlich kleiner als bei den freihändigen Kniebeugen.

Bei der zweibeinigen Kniebeuge (Abb. 2c) bewegt der Proband sich gleichmäßig und erzeugt im Signalverlauf der horizontalen Bewegung des linken Knies ein regelmäßiges

Muster. Der Proband führt sein linkes Knie während der Kniebeugen ca. 2,5 cm nach außen (lateral). Von der Stabilität der Bewegung betrachtet, kann der Proband die Doppelunterstützung seiner Beine nutzen, um seine Knie entweder nach außen oder nach innen zu führen. Durch die Verwendung der Handgriffe konnte die Amputierte die Ausführung der einbeinigen Kniebeugen stabilisieren, so dass eine gleichmäßige Wiederholung der Bewegung ähnlich der zweibeinigen Kniebeugen möglich geworden ist.

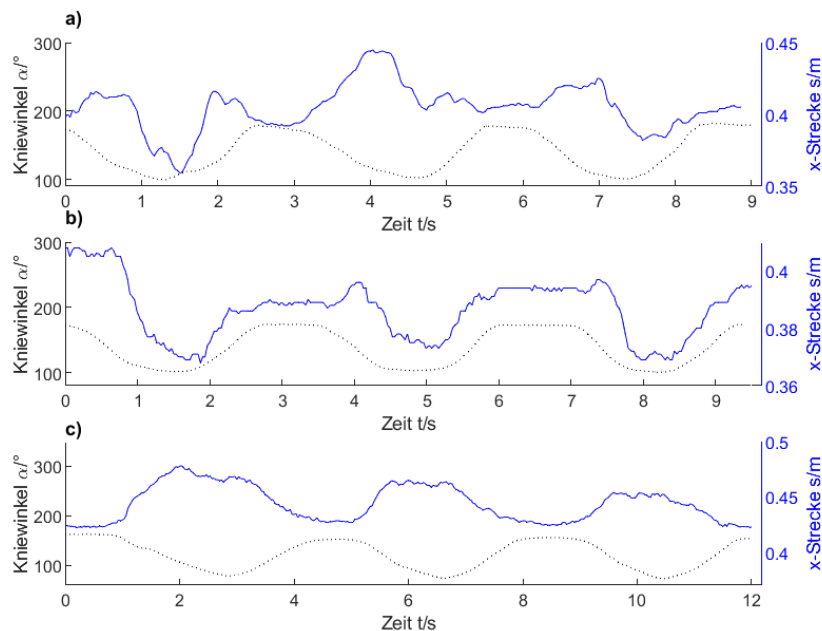


Abb. 2: Bewegungsdaten, steigende x-Werte laterale Bewegung, sinkende x-Werte mediale Bewegung a) eBoH, x-Strecke (blau), sagittaler Kniewinkel (schwarz), b) eBmH, x-Strecke (blau), sagittaler Kniewinkel (schwarz), c) zweibeinige Kniebeugen, x-Strecke (blau), sagittaler Kniewinkel (schwarz)

3.2 Bodenreaktionskräfte

Die Bodenreaktionskräfte geben die vertikale Komponente der Schwerkraft des Körperschwerpunkts der Probanden während der Bewegung wieder. Die Gesamtkraft wird aus den Messdaten aller Sensoren der FDM-S Druckmessplatte in Abhängigkeit der Zeit berechnet. Für die Bewertung der Bodenreaktionskraft werden zwei Fälle der Amputierten, einbeinige Kniebeugen ohne Handkraft (eBoH) und einbeinige Kniebeugen mit Handkraft (eBmH) (Abb. 3a, b), und mit freihändigen zweibeinigen Kniebeugen eines gesunden Probanden verglichen (Abb. 3c). Im Signalverlauf (Abb. 3a) der freihändigen, einbeinigen Kniebeuge der Amputierten zeigen sich aufgrund der Bewegungsinstabilitäten ausgeprägte Schwankungen im Signal der Bodenreaktionskraft in den drei Kniebeugen. Die Schwankungen sind in der ersten Kniebeuge am größten und nehmen in der zweiten und dritten Kniebeuge ab. Die Standphasen sind ebenfalls durch starke Schwankungen gekennzeichnet. Die Amputierte kommt in den Standphasen nicht zur Ruhe (siehe Gelenkwinkel, Abb. 3a) und beginnt nach der aufrechten Haltung ohne Pause mit der nächsten Kniebeuge. Bei der Wiederholung der Bewegung werden die Hände zur Unterstützung der einbeinigen Kniebeuge an den Haltegriffen eingesetzt, die zu einer Reduzierung der Schwankungen im Signalverlauf der Bodenreaktionskraft führen (Abb. 3b). Die Probandin kann in diesem Fall längere Standphasen einnehmen (Gelenkwinkel Abb. 3b) und es werden dadurch die Übergänge zu den Beugungsphasen durch das Auftreten ausgeprägter Minima im Signal sichtbar. Zum Vergleich ist in Abb. 3c der Signalverlauf einer zweibeinigen Kniebeuge zu sehen, die freihändig ausgeführt worden ist. Durch die Stabilisierung mit dem zweiten Bein werden die Schwankungen im Signal weiter reduziert.

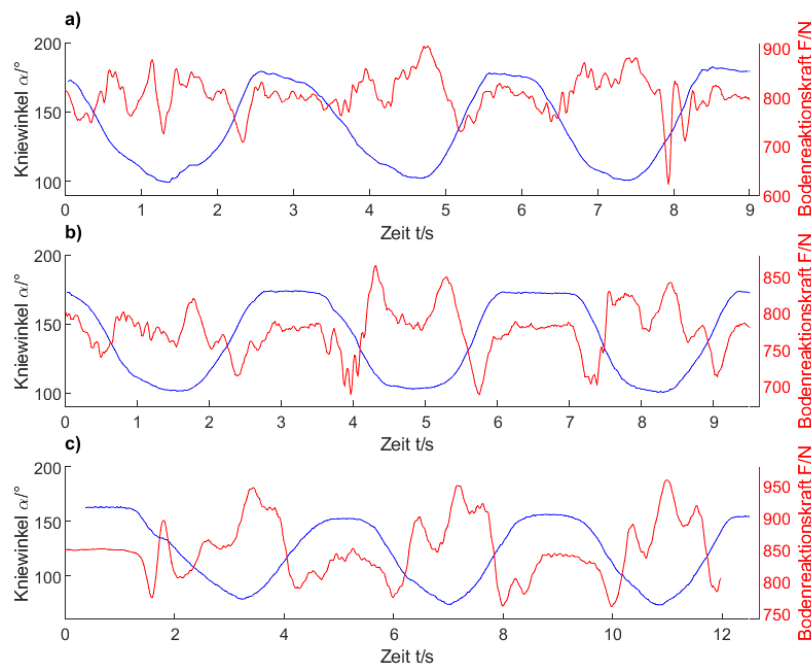


Abb. 3: a) eBoH, Bodenreaktionskräfte (rot), sagittaler Kniewinkel (blau), b) eBmH, Bodenreaktionskräfte (rot), sagittaler Kniewinkel (blau), c) zweibeinige Kniebeugen, Bodenreaktionskräfte (rot), sagittaler Kniewinkel (blau)

Man erkennt kurz nach dem aufrechten Stand den Abbremsvorgang des Körperschwerpunkts vor der tiefsten Beugung, die Beschleunigung des Körperschwerpunkts nach der Bewegungsumkehr und die Korrektur in der Führung des Körperschwerpunkts kurz vor dem aufrechten Stand, die sich als Maxima im Signalverlauf ausprägen. Mit dem Beginn der zweiten und dritten Standphase ist in der Vorbereitung zum aufrechten Stand ein Einschwingvorgang im Signal zu erkennen. Insgesamt zeigt sich durch die Unterstützung der Handkräfte eine stabilisierende Wirkung im Vergleich zur einbeinigen Bewegung. Dieses Bewegungsmuster ist für die Wahl der späteren Standardbewegung zur Bewertung von Gonarthrose relevant.

3.3 Balance

Mit der Dokumentation der linken und rechten Handkraft erhält man zusätzliche Informationen über die Stabilität der Bewegungsausführung der Amputierten. In Abb. 4 sind die Handkräfte der drei einbeinigen Kniebeugen (eBmH) auf ebenem Untergrund (Normalfall N) dargestellt.

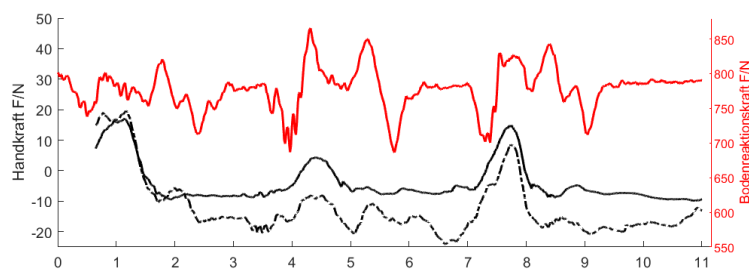


Abb. 4: einbeinige Kniebeugen mit Handunterstützung eBmH Normalfall N, Handkraft links (schwarz durchgezogen), Handkraft rechts (schwarz gestrichelt), Bodenreaktionskraft (rot)

Mit Beginn der ersten Kniebeuge wird die Bewegung durch annähernd gleich große Handkräfte unterstützt. Mit dem Ende der ersten Kniebeuge wird die linke Hand geringfügig mehr als die rechte Hand eingesetzt. Es entsteht eine Kraftdifferenz in der Größenordnung von 10N, die mit kleinen Schwankungen bis zum Ende der Bewegung aufrecht erhalten bleibt. Insgesamt liegen die eingesetzten Handkräfte in der Größenordnung von je ca. 2 bis 3% Körpergewicht, so dass die Handkräfte in diesem Fall nur zur Stabilisierung der einbeinigen Kniebeugen eingesetzt wurden.

3.4 Gelenkuntersuchung

Die Analyse des Kniegelenks beruht auf der Messung der Kinetik des Patienten/Probanden und den Schallemissionen im Kniegelenk, die aufgrund unterschiedlicher Ursachen – Flüssigkeitsreibung und Festkörperreibung der Knorpeloberflächen gegeneinander – emittiert werden.

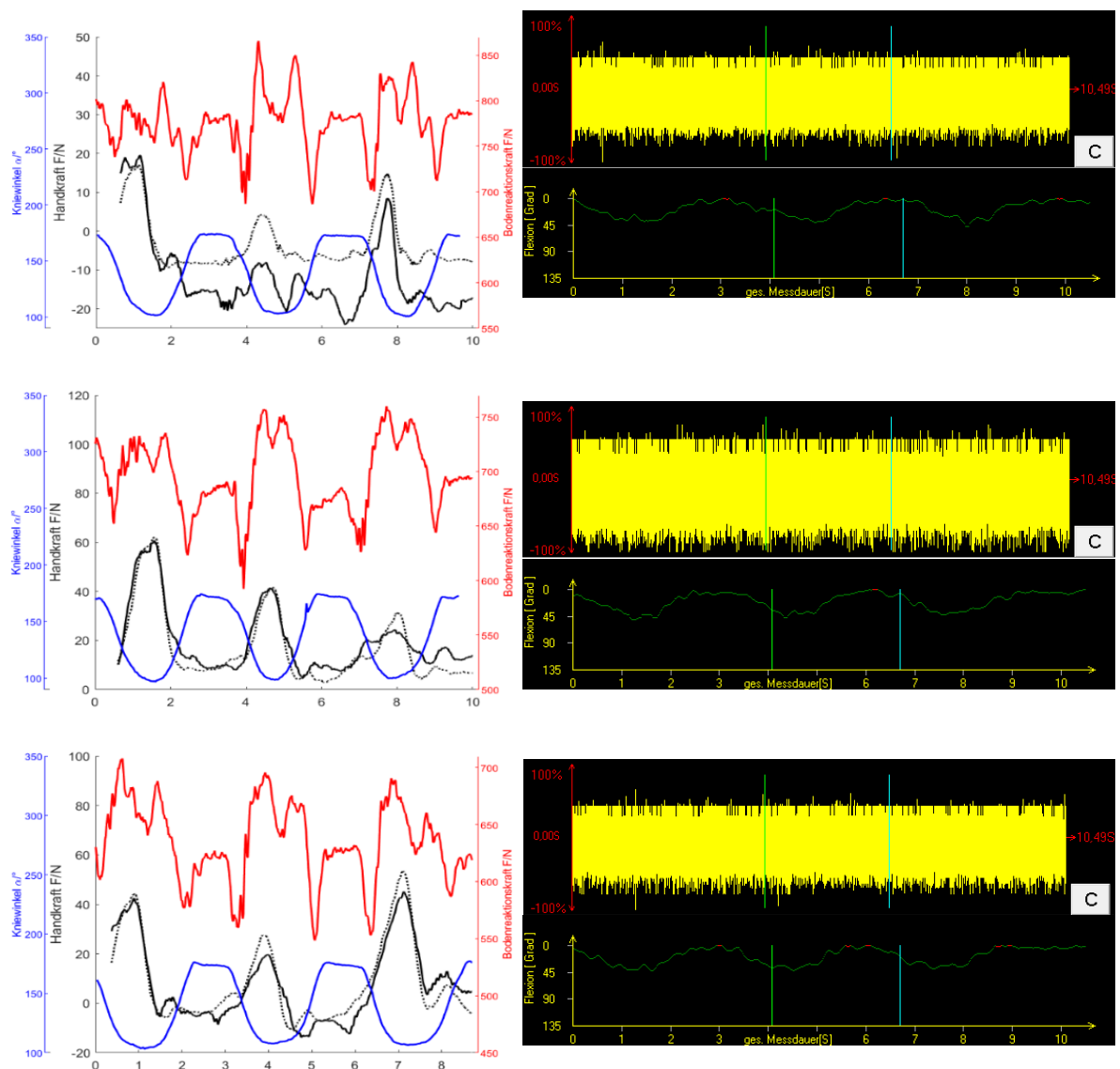


Abb. 5: Kinematische Daten (blau), Handkraftdaten (schwarz), Bodenreaktionskräfte (rot) (jeweils links) mit SEA-Signalen (gelb) und kinematischen Daten (grün) (jeweils rechts), alle Messungen eBmH, oben neutrale Position, Mitte Innenranderhöhung, unten Außenranderhöhung.

Der Patient führt innerhalb von 10 Sekunden drei einbeinige Kniebeugen auf ebenem Untergrund mit Handunterstützung (eBmH) durch, die er im ebenen Fall (Normalfall N) mit seinem Eigengewicht belastet. Aufgrund der anatomischen Struktur des Kniegelenks wird bei den Kniebeugen nur ein Teil der Gelenkoberfläche als Lastabtragzone verwendet. Es kommt zu linienförmiger Beanspruchung und einer visko-elastischen Abplattung der Kontaktflächen, so dass bei Relativbewegung der Oberflächen zueinander Schallemission auftritt. Um die anderen Gelenkbereiche zu untersuchen, muss eine Umstellung des Kniegelenks erfolgen. Dies wird erreicht, indem eine schiefe Ebene quer zur Fußrichtung, die eine orthopädische Einlage simuliert, unter dem Fuß der Probandin verwendet wird. Nach der Messung auf der Ebene (Normalfall N) wiederholt die Probandin auf dieser schiefen Ebene, einmal als Außenranderhöhung (AE) und weiteres Mal als Innenranderhöhung (IE) einer Schuheinlage die Messung. Wie im Normalfall (N) haben die eingesetzten Handkräfte eine stabilisierende Wirkung auf die Bewegung und die Bodenreaktionskräfte in der Innenranderhöhung (IE) und Außenranderhöhung (AE) (Abb. 5).

Im Bereich der tiefsten Beugung (siehe Kniewinkel Abb. 5) erreichen die Handkräfte ihr Maximum, während die Handkräfte in den Standphasen auf ihr Minimum zurückgehen. Die seitliche Verteilung der Beträge der Handkräfte ist ausgeglichen und die Kurven der linken und rechten Handkraft verlaufen synchron zur Bewegung. Die Amputierte führt in allen drei Fällen eine stabile und gleichartige Bewegung der Kniebeugen durch, deren Schallemissionen wie bei den zweibeinigen Kniebeugen analysiert werden können. In Abb. 5 sind die zeitlichen Verläufe der Schallemission relativ zur höchsten Amplitude der Messung dargestellt, die ein ausgeglichenes breites Signalband zeigen. Es wird festgestellt, dass das Knie in allen drei Fällen keine Schallemission aufweist und somit keinen Schaden zeigt, sowie keine extraordinären Reibgeräusche vorliegen. Die Gelenkoberfläche des Knies liefert hier das Signalbild eines gesunden Knorpels im Kniegelenk.

3.5 SEA-Falluntersuchung

Im Vergleich zur geführten Bewegung (eBmH) treten aufgrund der Asymmetrie des Körpers bei der nicht geführten Bewegung (eBoH) Instabilitäten im Bewegungsablauf auf. Nach Analyse der Schallemission zeigen sich im Vergleich zur einbeinigen Kniebeuge mit Handkraft (eBmH) bei der freihändigen einbeinigen Kniebeuge (eBoH) charakteristische Schallemissionssignale in allen 3 Extensionsphasen bei ca. $\beta = 18^\circ$ (Abb. 7a, BoneDiaS-Winkel). Diese Signale deuten auf instationäre Reibung hin, da hier im Bereich von Mangelschmierung im Gelenk bei der Schlussrotation mit Quergleiten ein Wechsel von Haft- und Gleitreibung entsteht – sog. Stick-Slip-Effekt -.

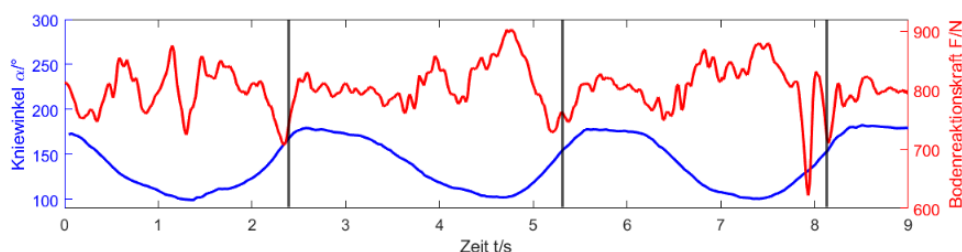


Abb. 6: SEA-Signale bei Durchführung einer eBoH jeweils in der zweiten Hälfte der Extension, Bodenreaktionskraft (rot), sagittaler Kniewinkel (blau), SEA-Signale S1, S2, S3 (schwarz)

Dies erzeugt charakteristische Schallsignale in einem Winkelbereich von $\beta = 18^\circ$ und weniger (Abb. 7a, BoneDiaS-Winkel). Dies ist auch im Verlauf der Bodenreaktionskraft (Abb. 6) und in der horizontalen Bewegung des Knies in der Frontalebene (Abb. 2a) anhand der Oszillationen zu erkennen. Etabliert sich diese verstärkte Schlussrotation im alltäglichen Bewegungsmuster, wird das Knorpelgewebe an dieser Gelenkstelle durch diese zyklische

Belastung permanent beansprucht. Längerfristig führt dies zu einer Überbeanspruchung der Gelenkstelle und letztlich zu einer Abrasion des Knorpels bis hin zu Arthrose.

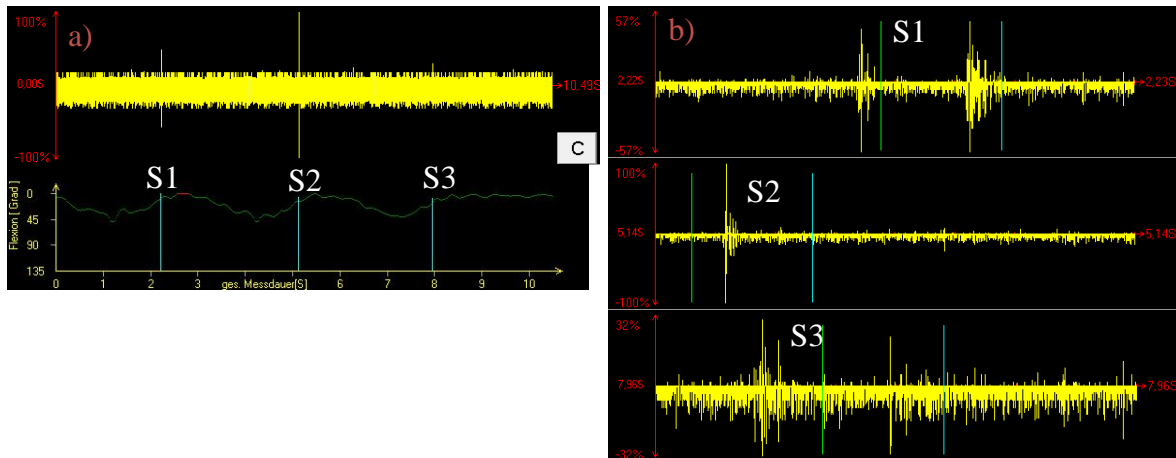


Abb. 7: Kinematische Darstellung, a) Übersicht der SEA-Signale (links), b) Detailaufnahme der SEA-Signale S1, S2, S3 aufgenommen mit BoneDiaS (rechts)

4. Zusammenfassung und Ausblick

Die Untersuchungen belegen: Im Zusammenspiel von Kraft-, Bewegungserfassung und Schallemissionsmessung ist eine Bewertung des Knorpelzustandes möglich. Eine wiederholende Messung im vierteljährlichen Turnus erlaubt präventiv Schäden in einem Stadium zu erkennen, in dem durch therapeutische Maßnahmen eine Schadensprogression vermieden oder reduziert werden kann.

Referenzen

- [1] Franke RP, Schwalbe HJ, Kiselev J, Wolf U, Subke J, Ziegler B. Schallemissionsanalyse zum Nachweis von Gelenkdefekten in der medizinischen Diagnostik. Deutsche Gesellschaft für zerstörungsfreie Prüfung 18. Kolloquium Schallemission, Berichtsband 2011
- [2] Subke J, Krueger S, Junker HO, Schwalbe HJ, Franke RP and Wolf U. An introduction to Acoustic Emission Analysis (AEA) based medical diagnostic techniques: Screening and Monitoring of cartilage defects in knee joint osteoarthritis (2019). Current Directions in Biomedical Engineering <https://doi.org/10.1515/cdbme-2020-3133>
- [3] Subke J, Schneider B, Hanitz F, Krüger S, Junker HO, Schwalbe HJ and Wolf U. Clinical case study in acoustic-kinetic joint analysis: Synchronization and Evaluation of kinetic measurement data in AEA (Acoustic Emission Analysis) based diagnosis of arthritic knee joint defects (2021). Current Directions in Biomedical Engineering
- [4] Subke J, Stelz J, Schneider B, Schwalbe H-J und Wolf U. Development of a test rig for the diagnosis of arthritic knee joint defects in the case of lower extremity amputees in orthopaedic technology (2022). Current Directions in Biomedical Engineering. <https://doi.org/10.1515/cdbme-2022-1196>
- [5] Bill S. Entwicklung und Ausarbeitung eines Versuchsaufbaus zur Messung der Kräfteinwirkung auf das verbliebene Knie beinamputierter Probanden durch Messung der Bodenreaktionskräfte und Abstützkräfte. Technische Hochschule Mittelhessen, Life Science Engineering, Bachelorarbeit 2020
- [6] Hanssmann N. Using sound emission analysis to optimize the alignment of a lower limb prosthesis. Can the BoneDiaS system be used on an amputee? Technische Hochschule Mittelhessen, Life Science Engineering, Bachelorarbeit 2020
- [7] Demirel E. Analyse von Kraftmessdaten der Standardbewegung in der Schallemissionsanalyse von Arthrosepatienten im Rahmen einer klinischen Studie. Technische Hochschule Mittelhessen, Life Science Engineering, Bachelorarbeit 2020