

Referent/in

Wolf, Sebastian (Heidelberg DE) | apl. Prof. Dr. rer. nat.

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie - Universitätsklinikum Heidelberg

Titel

3D-SPA – Prothesenaufbaukontrolle bei wissenschaftlichen Studien

Coauthors

Rack R, Block J, Reulbach M, Kaib T, Hadzic A, Alimusaj M, Heitzmann DWW

Zusammenfassung

Bei der Untersuchung von Prothesenträgern mittels 3D-Ganganalyse wurde der Prothesenaufbau durch Kraftmessplatten bestimmt. Durch die 3D-Bestimmung der Gelenkzentren weichen deren Abstände von der Lastlinie von Ergebnissen ab, die auf Projektionen anatomischer Landmarken beruhen.

Einführung

Die Funktion einer Beinprothese hängt nennenswert von deren Aufbau ab [1], was nur in wenigen Studien wie z.B. der von Bellmann et al. [2] berücksichtigt wird. Zur Kontrolle dieses Aufbaus haben sich Kraftmessplatten etabliert, die durch eine integrierte Laseroptik die Lastlinie lateral und anterior auf die Beinachse des Probanden projizieren und somit den Abstand zu den erwarteten Gelenkzentren/-achsen bestimmen lassen, wie von Blumenstritt et al. bereits 1997 publiziert [3]. Diese Gelenkpositionen werden jedoch zweidimensional, teilweise an palpierbaren Referenzpunkten bzw. an der Mechanik der Passteile festgemacht, die dreidimensionale Anatomie des verbliebenen Beins wird jedoch nicht berücksichtigt. Bei der Marker-basierten 3D-Ganganalyse ist dies über den Einsatz biomechanischer Modelle möglich und wurde in dieser Studie durchgeführt, um den Abstand der Gelenkzentren von der Lastlinie zu bestimmen und damit Informationen über den Prothesenaufbau zu erhalten.

Methodik

12 Personen mit transtibialer Amputation im Alter von 51 (± 13) Jahren in den Mobilitätsklassen 3-4 wurden in die Studie eingeschlossen (10m; 2w; Körpergröße 181 (± 7) cm; Gewicht 86 (± 12) kg). Mit jedem Probanden wurden an zwei verschiedenen Terminen 3D-Ganganalysen durchgeführt und dabei jeweils mindestens zwei statische Aufnahmen auf Kraftmessplatten erhoben. Bei dieser hier als „3D-Static Prosthetic Alignment“ (3D-SPA) bezeichneten

Methode wird in der Marker-Platzierung der Methode Vicon©-Plugin-Gait gefolgt. Aus den statischen Aufnahmen wurden über das dazugehörige Standardmodell das Hüft-, Knie- und Sprunggelenkzentrum bestimmt. Mithilfe eines Matlab©-Skripts wurde dann jeweils der Abstand der Bodenreaktionskraft zum Gelenk in der Frontal- und Sagittalebene bestimmt. Die so erhaltenen Daten wurden mit Werten aus der Literatur verglichen, die über eine konventionelle Methode mit einem 3D L.A.S.A.R Gerät (Ottobock) bestimmt wurden [4].

Ergebnisse

Das Kollektiv zeigte in der Messwiederholung keinerlei signifikante Abweichungen in den Abständen der Gelenkzentren von der jeweiligen Bodenreaktionskraft. Die Methode ist damit gut wiederholbar.

In Abbildung 1 sind oben die Differenzen abgebildet, die sich zwischen den Methoden in der Sagittalebene ergeben. Danach ist der Lastabstand zum Hüftgelenkzentrum in der Abschätzung über die Position des Trochanter Major (3D LASAR) im Mittel ca. 15mm anterior, wohingegen die Berechnung über das biomechanische Modell (3D-SPA) einen Wert von ca. 20mm posterior liefert. Geringer aber gleichartig sind die Abstände der Lastlinie zum jeweils bestimmten Kniegelenkzentrum, wohingegen die Werte am Sprunggelenk deutlich mehr differieren, was jedoch direkt auf die jeweilige Festlegung auf ein mechanisches Drehzentrum des eingesetzten Prothesenfußes rückführbar ist.

In der Frontalebene (Abbildung unten) läuft die Lastlinie im Mittel bei beiden Methoden 70-80 mm medial zu den spinae iliaca ant. sup., jedoch ca. 20 mm medial vom Hüftgelenkzentrum (3D-SPA), welches konventionell (3D-LASAR) nicht bestimmt wird. Während nach der 3D-SPA-Methode der Vektor der Bodenreaktionskraft im Mittel sehr gut durch das Kniezentrum läuft, liegt es nach der 3D-LASAR-Methode um 20 mm medial, was auf mögliche Unterschiede im Aufbau der Prothesen der jeweiligen Patientenkollektive zurückzuführen sein mag. Im Sprunggelenk sind die Differenzen wiederum recht gering.

Schlußfolgerung

In der Kombination mit instrumentellen 3D-Ganganalysen lässt sich der Prothesenaufbau mit den jeweiligen Lastabständen von Hüfte, Knie und Sprunggelenk unkompliziert über die 3D-SPA Methode dokumentieren. Im Vergleich zur Referenzmethode zeigen sich teilweise

deutliche Unterschiede, die jedoch über die jeweilige Bestimmung der Gelenkzentren erklärbar sind. So ist die Abschätzung der Position der Hüfte ohne weitere Hilfsmittel schwierig und damit sind die Abstände zur Lastlinie mit dem 3D-LASAR nur recht ungenau zu bestimmen. Hier ist die biomechanische Modellierung mit der 3D-SPA-Methode hilfreich, die eine Hüftgelenksbestimmung auf typischerweise besser als 20mm sowohl sagittal wie frontal ermöglicht. Die Bestimmung der Kniegelenkachse ist auch mit der 3D-SPA-Methode problematisch, da der Prothesenschaft palpierbare Landmarken überdeckt. Eine funktionelle Bestimmung der Gelenkachse aus der Bewegung heraus könnte hier hilfreich sein und sollte in weiteren Studien überprüft werden.

Literaturreferenzen

- [1] Blumentritt et al. (1999) Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads. *Prosth Orthot Int* 23(3):231-8.
- [2] Bellmann et al. (2010) Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Arch Phys Med Rehab* 91(4):644-52.
- [3] Blumentritt (1997) A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. *Prosth Orthot Int* 21(2):107-13.
- [4] Bellmann et al. (2017) The 3D L.A.S.A.R. – A New Generation of Static Analysis for Optimising Prosthetic and Orthotic Alignment. *Orthopädietechnik*12:2-9.

Image: Results_2535.png

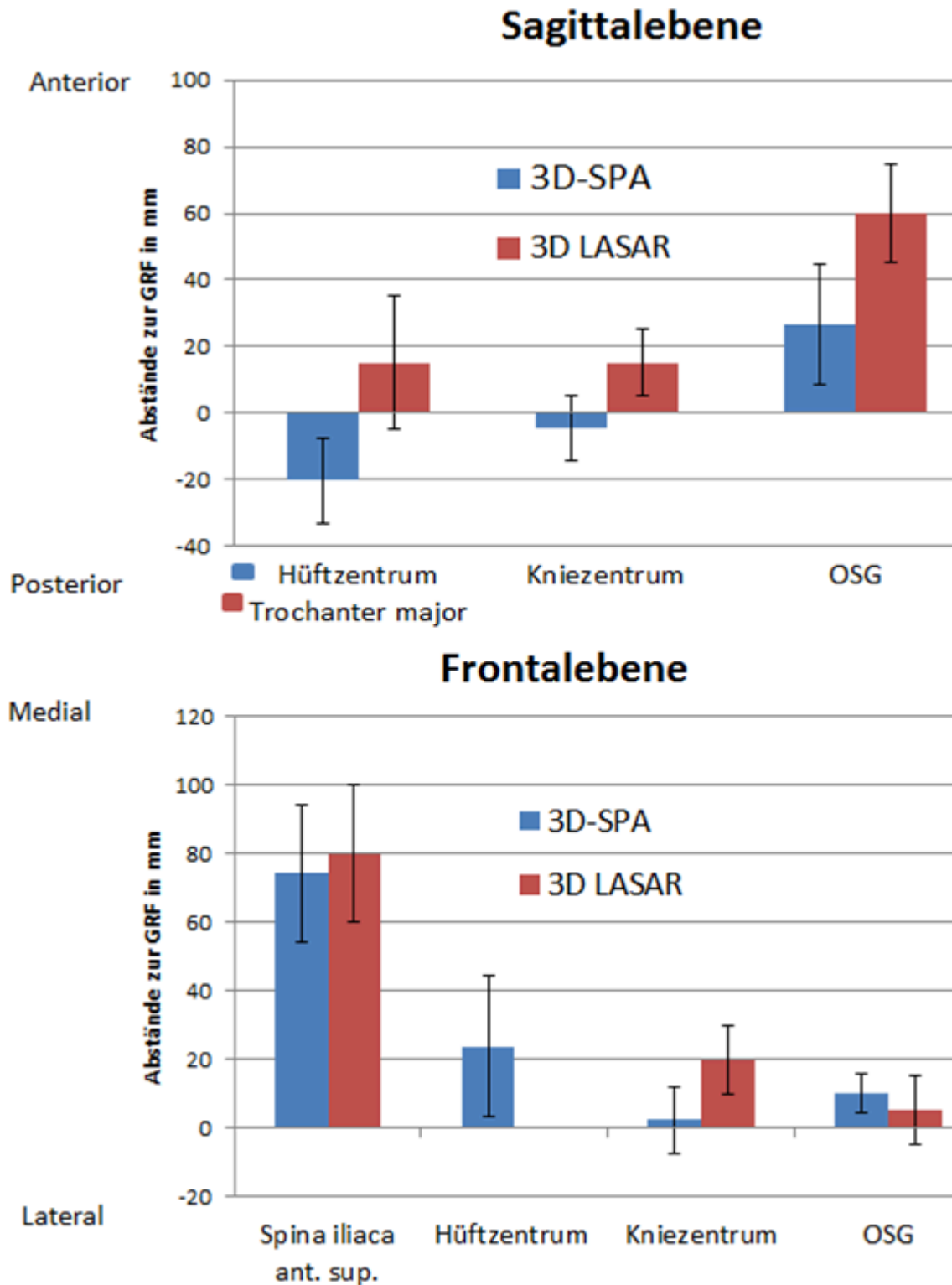


Abbildung 1