

# **Gelenkwinkelabhängige Kraftmodellierung für den Einsatz in digitalen Menschmodellen – Untersuchung der unabhängigen Variablen zur Erzeugung multivariater Gelenkmomentpolynome am Beispiel der Ellenbogen-Flexion und -Extension**

André KAISER, Michael SPITZHIRN, Frank DITTRICH, Angelika C. BULLINGER

*Professur Arbeitswissenschaft und Innovationsmanagement,  
Technische Universität Chemnitz  
Erfenschlager Straße 73, D-09125 Chemnitz*

**Kurzfassung:** Gelenkwinkelabhängige Berechnungen menschlicher Aktionskräfte bilden einen wesentlichen Vorteil digitaler Menschmodelle. Für die Berechnung der maximalen Gelenkmomente des Menschen werden Polynome in Abhängigkeit von Gelenkwinkeln verwendet. Um zu definieren welche Gelenkwinkel auf die Bestimmung der Momente der Flexion und Extension des Ellenbogens Einfluss haben, wurden 891 Messungen durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Einfluss von Ellenbogen-Flexionswinkel, Ellenbogen-Rotationswinkel, Schulter-Flexionswinkel und Schulter-Abduktionswinkel.

**Schlüsselwörter:** digitale Menschmodelle, Gelenkwinkel, Gelenkmomente, maximum voluntary contraction (MVC), Polynome

## **1. Einleitung**

Gelenkwinkelabhängige Berechnungen menschlicher Aktionskräfte bilden einen entscheidenden Vorteil digitaler Menschmodelle (DMM) gegenüber klassischen Belastungsbewertungsverfahren (Engstler, 2012). Eine Möglichkeit zur Berechnung dieser Kräfte, ohne aufwändige Muskelmodellierungen, führt auf den Ansatz der "torque- oder M-potatoes" nach Schaefer, Rudolph & Schwarz (1997) zurück. Basis des Ansatzes bilden multivariate Polynome, die die Gelenkmomente der Hauptbewegungsrichtungen (z.B. Flexion oder Extension des Unterarms) in Abhängigkeit verschiedener Gelenkwinkel bestimmen. Günzkofer (2013) validierte diesen Ansatz anhand des Ellenbogens. Er definierte für die Flexion und Extension des Unterarms jeweils eine Funktion in Abhängigkeit des Ellenbogen-Flexionswinkels, des Ellenbogen-Rotationswinkels und des Schulter-Flexionswinkels. Diese Funktionen bestimmte er an 20 Probanden mit 126 Messungen pro Proband (72 Messungen je Flexion, 54 je Extension). Inwieweit die Abduktion der Schulter oder die Rotation des Oberarms ebenso einen Einfluss auf die Vordehnung haben, bleibt unberücksichtigt.

Um diese Frage zu beantworten, wird im Folgenden ein Experiment zur Bestimmung des gelenkwinkelabhängigen Verlaufs der Maximalmomente bei der Flexion und Extension des Unterarms vorgestellt. Als unabhängige Variablen werden ebenso die Winkel der Schulter-Abduktion und Oberarm-Rotation einbezogen.

## 2. Theoretische Grundlagen

### 2.1 Anatomie und relevante Gelenkwinkel

Die Betrachtung der Anatomie der oberen Extremitäten zeigt, dass insgesamt 10 Muskeln direkt an den Flexions- und Extensionsbewegungen des Ellenbogens beteiligt sind. In der Reihenfolge ihres Einflusses sind dies für die Flexion: *M. biceps brachii*, *M. brachialis*, *M. brachioradialis*, *Mm. extensores carpi radialis longus u. brevis*, *M. pronatores teres*, *M. flexor d. superficialis* sowie *M. palmaris longus* und für die Extension: *M. triceps brachii* sowie *M. anconeus*. Die hier grau geschriebenen Muskeln haben einen nur schwachen Einfluss auf die jeweilige Bewegung. Muskeln in kursiver Schrift verlaufen über mindestens zwei verschiedene Gelenke (Schünke et al., 2007).

Die grau und kursiv dargestellten Flexoren und Extensoren der Unterarmmuskulatur verlaufen von ihren Ursprüngen am Humerus (Oberarmknochen) hin zu ihren Ansätzen an der Hand oder den einzelnen Fingergliedern. Dies bedeutet, dass eine veränderte Handstellung auch zu veränderter Vordehnung und damit veränderten Kräften dieser Unterarmmuskeln führt. Da ihr Anteil an den jeweiligen Hauptbewegungen als schwach gilt, wird der Einfluss der Handstellung im Folgenden nicht beachtet, jedoch für die Versuche als neutrale Handstellung mit Finger in Faustform definiert.

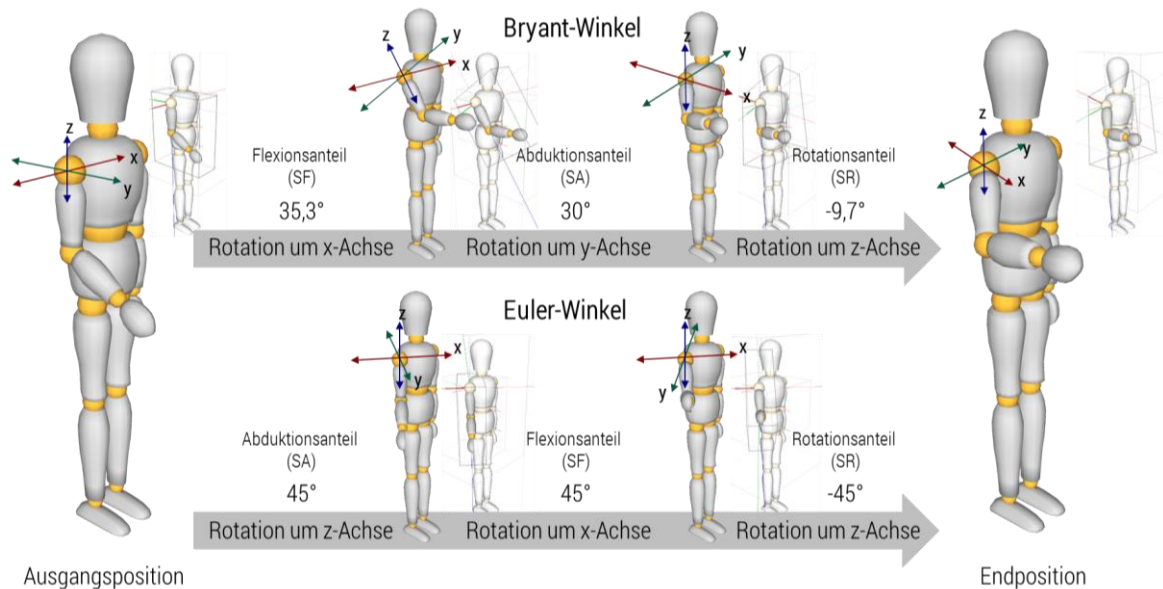
*M. biceps brachii* und *M. triceps brachii* verlaufen von einzelnen Ursprüngen an der Scapula (Schulterblatt) hin zu ihren Ansätzen an Ulna (Elle) oder Radius (Speiche). Sie haben großen Anteil an den Bewegungen. In Folge dessen müssten sowohl alle Winkel des Ellenbogens (Flexionswinkel [EF], Rotationswinkel [ER]) als auch der Schulter (Flexionswinkel [SF], Abduktionswinkel [SA], Rotationswinkel [SR]) Beachtung finden.

### 2.2 Winkelberechnung der Schulter

Bei der Beschreibung der Schulterwinkel ergibt sich die Schwierigkeit, dass Gelenkwinkel in Abhängigkeit der mathematischen Beschreibung zu unterschiedlichen Gelenkstellungen führen. Eine vorangestellte Definition der Winkel ist somit notwendig. Dabei sind verschiedene Verfahren bekannt. Im Rahmen dieser Arbeit werden drei aufeinanderfolgende Drehungen um die Raumachsen verwendet. Bei den Drehungen unterscheidet man in Bryant-Winkel (auch Kardan-Winkel) und Euler-Winkel (Stelzner, 1999). Die Drehung mittels Bryant-Winkel entspricht drei aufeinander folgenden Drehungen um die raumfesten Achsen mit der Reihenfolge x, y, z, während die Euler-Winkel die Reihenfolge z, x, z beschreiben. Sowohl Bryant als auch Euler-Winkel kommen in der Robotik sowie in DMM zum Einsatz.

Mathematisch ist eine Matrixmultiplikation nicht kommutativ, weshalb unterschiedliche Drehreihenfolgen zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Dabei ist zu beachten, dass es bei allen Berechnungen zu Singularitäten an unterschiedlichen Stellen kommen kann. In aktueller Literatur wird unter anderem deshalb über die Drehreihenfolge diskutiert (Hill et al., 2008; Lempereur et al., 2014; Senk & Cheze, 2006). Lempereur et al. (2014) kommen zu dem Schluss, dass eine aufgabenspezifische Definition der Drehreihenfolge zu erhöhter Präzision bei der Berechnung der Winkel und zu weniger Problemen mit Singularitäten führt. So sollen Bewegungen, die eher durch Abduktion dominiert werden, in anderer Reihenfolge gedreht werden als durch Flexion dominierte Bewegungsabläufe.

Es bleibt zusammenfassend zu überlegen, welche Form der Beschreibung die Daten der Messreihen am besten wiedergeben kann und welche Schulterwinkel (SF, SA, SR) welcher Drehung entsprechen. Abbildung 1 zeigt dazu anhand eines Beispiels, wie die aufeinanderfolgenden Drehungen nach Bryant und Euler bei unterschiedlichen Winkeln zur gleichen Endposition führen. Zusätzlich wird gezeigt, welche Winkel bei den Drehungen am ehesten der Beschreibung SF, SA und SR entsprechen.



**Abbildung 1:** Bryant- und Euler-Winkel der Schulter zur Errechnung der gleichen Endposition

Während bei den Bryant-Winkeln die nacheinander ausgeführten Drehungen nahe-zu auch der realen Bewegung einer Abduktion, Flexion oder Rotation entsprechen, lässt sich die Endposition schwierig den Winkeln SF, SA und SR zuordnen. Dies liegt daran, dass sich die Achsenposition nach jeder Drehung ändert.

Dem gegenüber entsprechen die Drehungen mit den Euler-Winkeln einzeln nicht den realen Bewegungen, lassen sich in ihrer Endposition aber besser den Bewegungsanteilen zuordnen. So entspricht bei den Euler-Winkeln SA (außer bei  $0^\circ$  und  $180^\circ$ ) dem in einem horizontalen Kreis um die Schulter vorhandenen Winkel des Oberarms, oder SF dem vertikalen Winkel der Endposition. Aus diesem Grund werden im Folgenden die Euler-Winkeln verwendet.

### 3. Winkelstellungen und Versuchsdesign

#### 3.1 Versuchsdesign

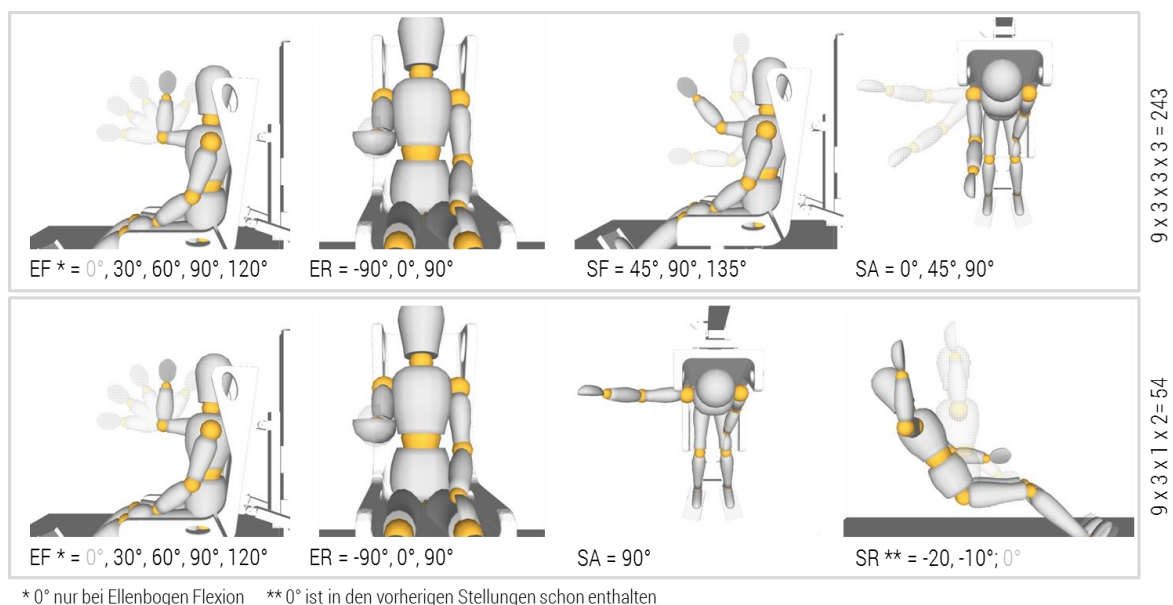
Die Versuche fanden am Versuchsstand ArbeX statt (Mühlstedt, 2012). Ein Motion-Capturing lieferte durch Inclinometer und Goniometer die Position und Winkel des Unterarms. Der Oberarm wurde am Versuchsstand mechanisch arretiert, so dass die eingestellte Schulterstellungen beibehalten wurde. Dabei ist neben der Erweiterung einer Stütze des Oberarms (Kaiser et al., 2015) auch eine Winkeleinstellung zur seitlichen Drehung der Schulterposition konstruiert worden. Die in Kaiser et al. (2015) ausführlich beschriebenen Einflussfaktoren auf die Kraft und Haltezeit wurden ebenso beachtet.

Zur Bestimmung der gelenkwinkelabhängigen isometrischen Maximalkraft (MVC - maximum voluntary contraction) wurde die Plateaumethode verwendet. Dabei muss die MVC für 4 Sekunden gehalten werden. Aus den Daten wurden die jeweils die 1,5 Sekunden mit der höchsten Kraft bestimmt. Der arithmetische Mittelwert dieses Zeitraums bildete das Maximalkraftniveau (Wakula et al., 2009). Die Methode erzeugt eine Test-Retest-Variabilität von 10% (Kumar, 2004). Die Messungen wurden somit wiederholt, bis die beiden höchsten Messungen eine kleinere Abweichung aufwiesen. Nach Stobbe und Plummer (1984) ist dies nach durchschnittlich 2,43 Messungen der Fall. Folglich wurden 3 Messungen pro MVC definiert.

Um genügend Erholungszeiten zu ermöglichen, wurde zwischen den Messungen jeweils eine 2 minütige Pause eingehalten (Wakula et al., 2009). Nach 3 Messungen erfolgte der Umbau des Versuchstandes auf eine neue Gelenkstellung. Die Pause wurde dazu auf 9 min. erweitert. Ein Maximum von 12 Messungen pro Bewegungsrichtung und Tag wurden zur Ermüdungsvermeidung eingehalten. Alle Messungen wurden intrapersonell an einem Probanden durchgeführt, wobei Querschnittsmessungen mit 5 Probanden die Ergebnisse bestätigten.

### 3.2 Winkelstellungen am Versuchsstand

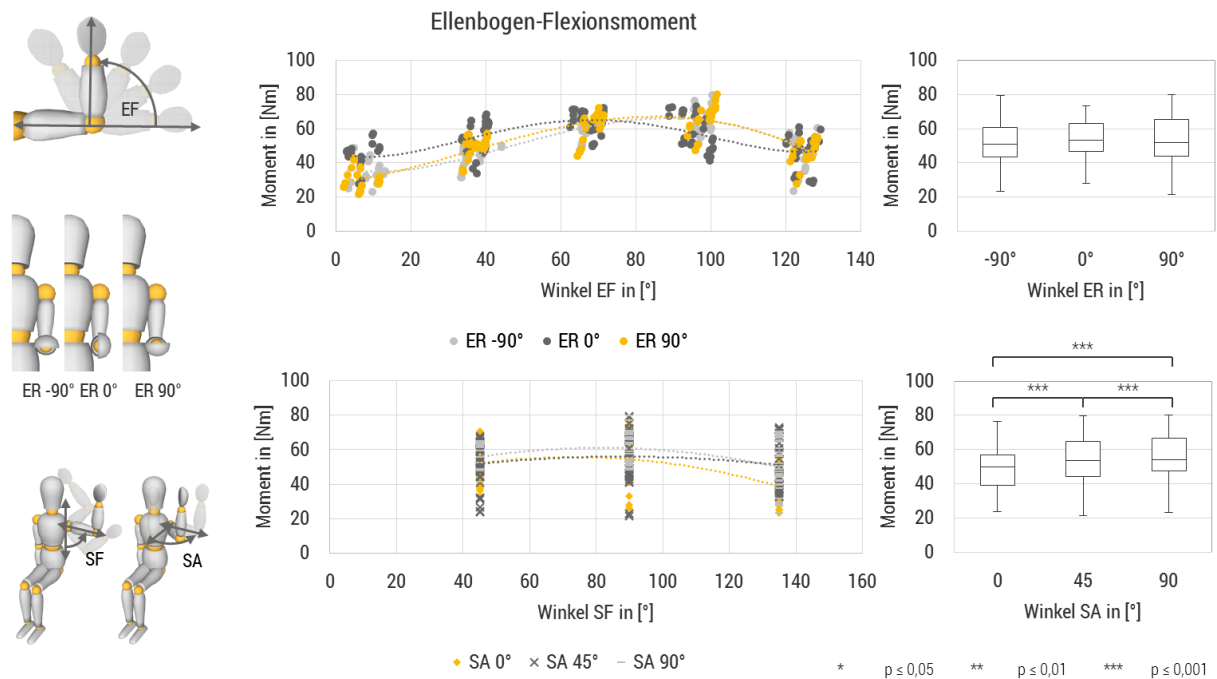
Zur Bestimmung der Polynome für die Flexion und Extension wurden je 9 Messpunkte für den EF (5 Stellungen für die Flexion, 4 Stellungen für die Extension) in je 3 Stellungen des ER, je 3 Stellungen des SF und je 3 Stellungen des SA gemessen. Dies ergibt 243 Messpunkte. Hinzu kommen 54 Messpunkte bei veränderter SR. Die Anzahl der Messpunkte erhöht die Auflösung und den Grad des Polynoms. Eine hohe Anzahl an Messpunkten sorgt somit dafür die Funktionen exakter an die vorhandenen Kräfte anzupassen. Abbildung 2 zeigt die Messpunkte. Bei addierten 297 Messpunkten zu je 3 Messwiederholungen ist ein Messumfang von 891 Messungen zur Bestimmung der multivariaten Polynome für die Maximalmomente der Ellenbogen Extension (396 Messungen) und der Ellenbogen Flexion (495 Messungen) die Folge.



**Abbildung 2:** Messpunkte zur Bestimmung der Gelenkmomente für die Ellenbogen Flexion und Extension am Versuchsstand

#### 4. Ergebnisse und Auswertung der Messungen

Abbildung 3 zeigt anhand der gemessenen Werte den Einfluss der Variablen EF, ER, SF und SA auf das Flexionsmoment. Die Messungen der Extension lieferten ähnliche Ergebnisse. Die Abbildung zeigt im linken Bereich die Legende zur Winkelbeschreibung (EF, ER, SF und SA).



**Abbildung 3:** Flexions- und Extensionsmoment des Ellenbogens in Abhängigkeit des Beugewinkels EF und des Unterarmrotationswinkels ER

Das Diagramm oben in der Mitte der Abbildung zeigt das Ellenbogen-Flexionsmoment [Nm] in Abhängigkeit von EF. In drei Farben abgestuft, wird dabei die Abhängigkeit des Verlaufs vom Rotationswinkel ER abgebildet. Das Diagramm oben rechts verdeutlicht, dass zwischen den verschiedenen ER Winkeln positionsübergreifend kein signifikanter Unterschied gemessen werden konnte, obwohl in der Literatur davon auszugehen war, dass ER 0° und ER 90° höhere Messwerte erreichen (Winter & Kleweno, 1993). Im Vergleich dazu wurde bei der Extension erwartungskonform ein Effekt nachgewiesen, bei dem ER -90° und ER 0° höhere Werte erzeugen als ER 90°. Generell lässt sich ein Effekt von ER auch bei der Flexion in einer Verschiebung des Verlaufs der Maxima beobachten.

Das Diagramm mittig unten zeigt das Ellenbogen-Flexionsmoment [Nm] in Abhängigkeit von SF. In den drei Farben wird dabei die Abhängigkeit von SA abgebildet. Zu erkennen ist, dass das Moment bei SF 135° insgesamt geringer ausfällt als bei SF 90° oder SF 45°. Das Diagramm unten rechts verdeutlicht den Einfluss von SA. Dabei steigen die Werte bei größerem SA tendenziell an. Im Unterschied dazu werden bei der Extension im Schnitt bei SA 45° die höchsten Werte erreicht.

## 5. Zusammenfassung und Ausblick

Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Einfluss von EF und ER auf das Flexions- und Extensionsmoment. Dabei zeigt ER positionsübergreifend bei der Flexion keinen signifikanten Effekt, was durch eine Verschiebung der Maximalwerte im EF Winkel erklärt werden kann. Positionsübergreifend ist ER 90° bei der Extension signifikant niedriger als die neutrale Stellung und ER -90°. Die Winkel SF, SA und SR sind abhängig von ihrer mathematischen Beschreibung. Jedoch konnte bereits gezeigt werden, dass SF und SA bei der Beschreibung in Euler-Winkeln signifikante Einflüsse auf die gemessenen Momente haben. Daraus lässt sich ableiten, dass zur Modellierung der Momente des Ellenbogens nicht nur SF berücksichtigt werden muss.

Der Winkel SR zeigt aufgrund der geringen Veränderungen (0°, -10°, -20°) derzeit keine deutlichen Effekte. Dies könnte durch eine Erweiterung des Betrachtungsfeldes (-90° bis 20°) geprüft werden. Welchen Einfluss verschiedene Berechnungsformen der Schulterwinkel auf die Güte der Polynome haben, gilt es weiterführend zu prüfen.

## 6. Literatur

- Engstler F (2012) Perzentilierung maximaler Gelenkmomente des Menschen. München: Verlag Dr. Hut.
- Günzkofer F (2013) Ellbow Strenght Modelling for Digital Human Models. München: Verlag Dr. Hut.
- Hill A; Bull AMJ, Wallace AL, Johnson GR (2008) Qualitative and quantitative description of glenohumeral motion. *Gait & Posture*, 27.
- Kaiser A, Wimmer P, Bullinger AC (2015) Gelenkwinkelabhängige Untersuchung von Maximalkraft und Dauerleistung zur Definition ergonomisch effizienter Arbeitsbereiche im digitalen Menschmodell. In: GfA e.V. (Hrsg.), *VerANTWORTung für die Arbeit der Zukunft*, 61. Kongress der GfA. Dortmund: GfA-Press.
- Kumar S (2004) *Muscle strenght*. Boca Raton: CRC-Press.
- Lempereur M, Brochard S, Mao L, Remy-Neris O (2012) Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: a systematic review. *Journal of Biomechanics*, 47.
- Mühlstedt J (2012) Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchung auf Basis digitaler Menschmodelle. Chemnitz: Universitätsverlag.
- Schaefer P, Rudolph H, Schwarz W (1997) Variable Force Limits for Optional Target Populations. In: *Proceedings o. t. 13th IEA Conference*, Tampere, S. 533-535.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2007) *Prometheus – LernAtlas der Anatomie – Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 2. Auflage
- Senk M, Cheze L (2006) Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Jclb*, 21.
- Stelzner G (1999) Zur Modellierung und Simulation biomechanischer Mehrkörpersysteme. Schriftenreihe des Instituts für Technische Mechanik Band 11. Universität Karlsruhe. Universitätsverlag Karlsruhe.
- Stobbe TJ, Plummer RW (1984) A test-retest criterion for isometric strength testing. In: *Human Factors and Ergonomics Society annual meeting proceedings* 28.
- Wakula J, Berg K, Schaub K, Bruder R (2009) *Der montagespezifische Kraftatlas (BGIA-Report, 3/2009)*. Sankt Augustin, Hannover: BGIA; Technische Informations- u. Universitätsbibliothek.
- Winters JM, Kleweno DG (1993) Effect of initial upper-limb alignment on muscle contributions to isometric strength curves. In: *J. Biomechanics*, Vol 26, No 2. S. 143-153.

**Danksagung:** Dieser Beitrag wäre ohne die Unterstützung durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie unmöglich gewesen (Projekt: eMAN III, FKZ KF2333108LF4).