

Erweitertes taktiler Feedback im Kontext von sensomotorischen Assistenzsystemen: Einfluss der Latenz auf die Kraftdosierung bei einer Tapping-Aufgabe

Andreas BREMER, Gerhard RINKENAUER

*IfADo – Leibniz-Institut für Arbeitsforschung an der TU Dortmund
Ardeystraße 67, D-44139 Dortmund*

Kurzfassung: Im Kontext von sensomotorischen Assistenzsystemen erscheint es angebracht, durch erweitertes taktiler Feedback zusätzliche sensorische Reafferenzen präzise, effektiv und bedeutsam anzubieten, um die Qualität der Interaktion zu erhöhen. Um der Frage nachzugehen, inwiefern die Latenz des erweiterten taktilen Feedbacks Einfluss auf die Kraft der Bewegungsausführung hat, wurden in der aktuellen Studie die Latenz des erweiterten taktilen Feedbacks bei einer Tapping-Aufgabe systematisch manipuliert und der Kraftverlauf der Bewegungen parametrisiert und analysiert. Es zeigte sich ein unerwarteter, U-förmiger Verlauf der Kraftdosierung für unterschiedliche Stufen der Latenz in einer der beiden untersuchten Komponenten.

Schlüsselwörter: Tapping, taktiler Feedback, Latenz, Kraftdosierung

1. Einleitung

Bei der Entwicklung von aktiven motorischen Assistenzsystemen, beispielsweise Orthesen zur Kraftunterstützung, ist die Implementierung von erweitertem taktilen Feedback von großer Bedeutung, da die kortikalen Prozesse zur Planung bzw. Ausführung einer Bewegung zum Teil auf taktilen Rückmeldungen der Haut beruht (Aschersleben, 2001). Assistenzsysteme können je nach Ausführung die taktile Wahrnehmung beeinträchtigen oder sogar (z.B. bei Telepräsenzsystemen) komplett eliminieren. In solchen Fällen kann ein erweitertes, künstliches Feedback die Interaktion verbessern (Petzold, 2007).

Eine weiteres Anwendungsgebiet für erweitertes, künstliches Feedback ist im medizinischen Bereich angesiedelt: Die Unterstützung von Patienten, die beispielsweise einen Schlaganfall, eine Querschnittsverletzung oder einen Abriss des Plexus brachialis erlitten haben. Durch Assistenzsysteme kann solchen Patienten durch eine Unterstützung der Bewegungsfähigkeit eine höhere Autonomie und somit eine Steigerung der Lebensqualität ermöglicht werden. Da bei allen oben genannten klinischen Beispielen in den meisten Fällen nicht nur die Motorik, sondern auch die Sensorik beeinflusst wird, ist die Unterstützung durch erweitertes taktiler Feedback für Nutzer von Assistenzsystemen hoch relevant.

Im Detail ist die praxistaugliche Realisierung jedoch von vielen Faktoren abhängig. So kommt ein Review aus dem Jahr 2013 (Antfolk et al.) zu dem Schluss, dass im Bereich der Prothetik in puncto künstliches Feedback die relativ simplen, seilzugbetriebenen Prothesen den hochkomplexen, myoelektrisch gesteuerten Prothesen immer noch voraus sind. Faktoren, die dabei eine Rolle spielen, sind laut Antfolk et al. neben der Modalität auch das Delay des erweiterten Feedbacks.

In früheren Studien (Bremer & Rinkenauer, 2013; Bremer & Rinkenauer, 2014) sind bereits verschiedene Aspekte von erweitertem taktilen Feedback auf die zeitliche Präzision der Bewegungsausführung anhand einer Tapping-Aufgabe untersucht worden. Für die aktuelle Studie wurde ein künstliches Delay des erweiterten taktilen Feedbacks eingeführt und die beim Tappen aufgebrachte Kraft anhand verschiedener Parameter analysiert.

2. Methode

Am Experiment nahmen 24 Probanden mit einem Durchschnittsalter von 24,15 Jahren ($SD = 2,8$) teil. Die Probanden erhielten 10 Euro als Kompensation oder eine Bescheinigung für Versuchspersonenstunden.

Zur Einschätzung der motorischen und sensorischen Fähigkeiten der Probanden wurden Vortests durchgeführt. Die Handmotorik wurde dabei mit einem an Karni et al. (1995) angelehntem Test durch eine Finger-zu-Daumen-Oppositions-aufgabe überprüft, während die sensorischen Fähigkeiten durch den Semmes-Weinstein-Monofilament-Test (SWMF) sowie die Bestimmung der Zweipunktschwelle ermittelt wurden. Der SWMF dient dabei zur Bestimmung der Erkennungsschwelle für (leichten) Druck, während die Zweipunktschwelle als Indikator für die Innervierungsdichte genutzt wird (Bell-Krotoski, 2011). Die Sensibilitätstests wurden an beiden Zeigefingerspitzen sowie unter dem linken großen Zeh durchgeführt.

2.1 Prozedur und Materialien

Nach den Vortests und einer Einweisung wurde nach einer kurzen Trainingsphase mit dem eigentlichen Experiment begonnen. Die Probanden wurden instruiert eine Tapping-Aufgabe auszuführen. Hierzu wurde zunächst in einer Synchronisationsphase mittels 15 kurzen Tönen (Pacingsignale, 50 ms, 2000 Hz) einer von insgesamt zwei isochronen Rhythmen vorgegeben. Die Probanden sollten sich an das Tempo dieser Rhythmen anpassen und möglichst im Einklang mit den Tönen mit dem rechten Zeigefinger auf eine kraftsensible Oberfläche (Abb. 1) tappen. Nachdem dem Ende der Synchronisationsphase sollten die Probanden dann den Rhythmus beibehalten und ohne Unterbrechung möglichst gleichmäßig mit den Tapping-Bewegungen fortfahren. Nach 45 Tönen wurde dann akustisch und visuell das Ende des Trials angezeigt.

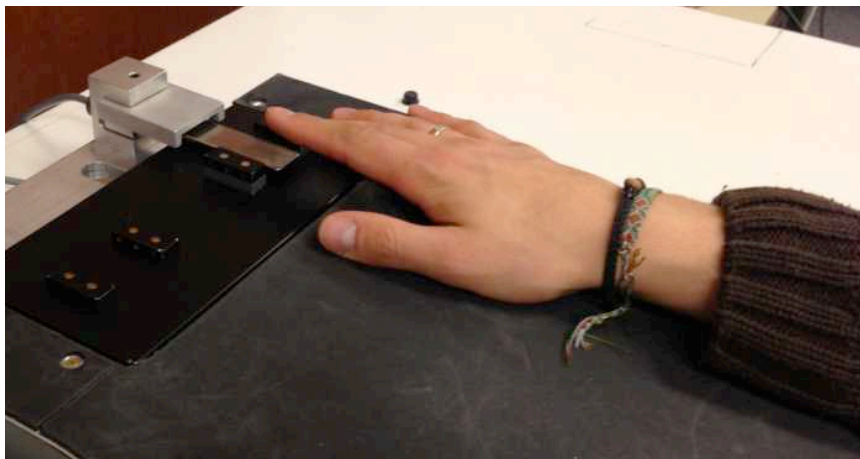


Abbildung 1: Kraftsensible Oberfläche mit Lichtschranke.

Die aufgenommenen Taps wurden anschließend auf Plausibilität untersucht. Sobald einer der Inter-Tap-Intervalle (ITI) länger als das 1,5-fache oder kürzer als die halbe Dauer der vorgegebenen Zielintervalle war, wurde der Durchgang verworfen und wiederholt. Die Synchronisationsphase wurde hierbei nicht berücksichtigt.

Das Feedback wurde durch einen elektromechanischen Stößel (Abb. 2) realisiert, der durch eine Lichtschranke aktiviert wurde, die sich direkt über der kraftsensiblen Oberfläche befand. Zwischen diese Verbindung war ein Minicomputer (Arduino Uno) geschaltet, der das Feedbacksignal entweder jeweils um 12, 24 oder 48 Millisekunden verzögerte, direkt weiterleitete oder das erweiterte Feedback komplett deaktivierte.



Abbildung 2: Elektromechanischer Stößel für erweitertes Feedback samt Halterung für den Fuß.

Die Signaltöne und Pacingsignale wurden über Kopfhörer übertragen, ebenso wie $1/f^2$ -Rauschen zum Verschleiern von Umgebungsgeräuschen. Das dauerhafte Rauschen hatte dabei einen Schalldruckpegel von 65 dB, die Signaltöne und Pacingsignale 78 dB.

2.2 Design und Analyse

Manipuliert wurden die unabhängigen Variablen Intervalldauer (250 ms und 500 ms) und Delay (0, 12, 24 und 48 Millisekunden). Zusätzlich gab es eine Kontrollbedingung ohne erweitertes Feedback. Diese Kombination wurde in vier Blöcken wiederholt, um Lerneffekte oder Ermüdung nachzuvollziehen.

Neben den zeitbasierten Analysen der ITIs, z.B. anhand einer Zerlegung in zentrale und periphere Varianz (vgl. Bremer & Rinkenauer, 2013; Bremer & Rinkenauer, 2014), die nicht Bestandteil dieser Studie sind, wurde die bei den Tap-Bewegungen aufgewandte Kraft analysiert. Im Gegensatz zu früheren Ansätzen (Bremer & Rinkenauer, 2013) wurde hierbei nicht nur der Mittelwert und die Amplitude analysiert, sondern eine deutlich differenziertere Parametrisierung der einzelnen Taps durchgeführt (angelehnt an Cong Khac, 2012). Hierzu wurden zunächst die Tiefpunkte L1, L2 und L3 bestimmt (Abb. 3). L1 und L3 sind dabei als Minimum am Anfang und Ende des Taps definiert. L2 ist ein lokales Minimum etwa 20 bis 50 Millisekunden nach Beginn des Taps, welches den initialen Aufschlag von einer ruhenden Phase trennt. Die lokalen Maxima der beiden Phasen wurden anschließend ermittelt und durch M1 und M2 bezeichnet.

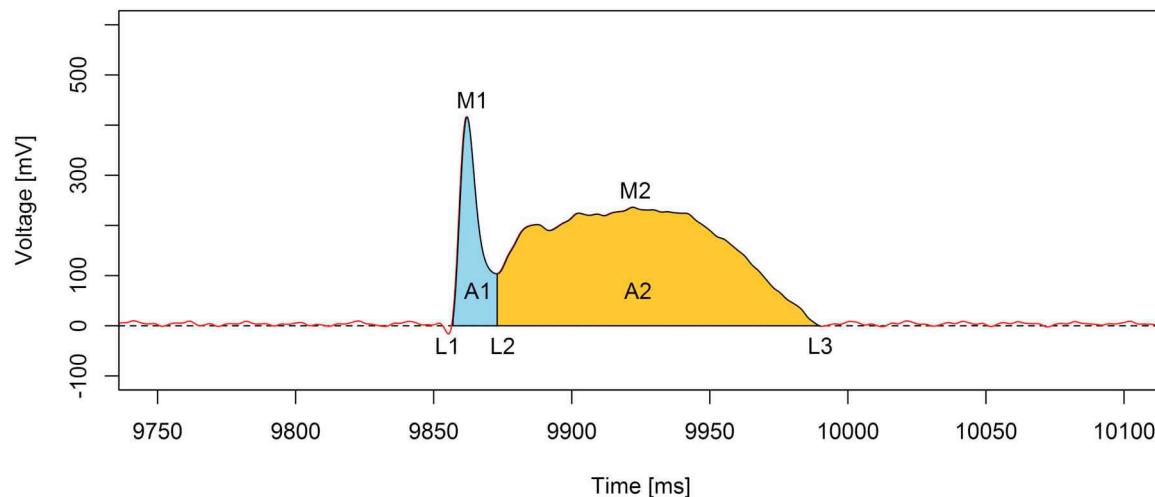


Abbildung 3: Parametrisierung der Kraftdaten. A1 zeigt die initiale Aufschlagsphase, A2 die ruhende Phase.

3. Ergebnisse

Die Intervalldauer übt einen signifikanten Einfluss sowohl auf M1 ($F(1, 25) = 13.77$, $p = 0.001$, $\eta^2_G = 0.016$) als auch auf M2 ($F(1, 25) = 11.13$, $p = 0.003$, $\eta^2_G = 0.016$) aus (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Mittelwerte für beide Zieldauerintervalle. Als Streuungsmaß sind Standardfehler angegeben.

Zielintervall	250 ms	500 ms
M1 Amplitude	205,3 ± 0,49 cN	236,9 ± 0,53 cN
M2 Amplitude	80,5 ± 0,21 cN	92,0 ± 0,24 cN

Über alle vier Blöcke hinweg steigt der Wert für die M1-Amplitude: $F(1.61, 40.21) = 11.46$, $p > 0.001$, $\eta^2_G = 0.03$. Die zugehörigen Mittelwerte finden sich in Tabelle 2. Die M2-Amplitude wurde nicht durch den Faktor Block beeinflusst.

Tabelle 2: M1 Mittelwerte für alle Stufen des Faktors Block. Als Streuungsmaß ist der Standardfehler angegeben.

Block	1	2	3	4
M1 Amplitude	192,3 ± 0,6 cN	213,4 ± 0,5 cN	230 ± 0,6 cN	247,8 ± 0,6 cN

Der Faktor Delay hat einen signifikanten Einfluss auf die M1 Amplitude: $F(2.98, 74.44) = 6.15$, $p = 0.001$, $\eta^2_G = 0.003$. Die Kraftmittelwerte sind in Abbildung 4 als Funktion des Delays dargestellt. Auffällig ist, dass für alle Bedingungen mit Feedback die Mittelwerte (Tab. 3) deutlich niedriger liegen als der Mittelwert der Bedingung ohne Feedback ($M = 234.9$ ms). Zwischen den Delays 0 und 48 ms besteht kein signifikanter Kraftunterschied, ebenso wenig zwischen den Delays 12 und 24 ms. Die Kraftmittelwerte der Delays 12 und 24 ms liegen signifikant niedriger als die der Delays 0 und 48 ms.

Tabelle 3: M1 Mittelwerte für alle Stufen des Faktors Delay. Als Streuungsmaß ist der Standardfehler angegeben.

Delay	0 ms	12 ms	24 ms	48 ms
M1 Amplitude	219,8 ± 0,6 cN	215,9 ± 0,6 cN	215,6 ± 0,6 cN	219,4 ± 0,7 cN

Bei den M2-Amplituden kann prinzipiell eine ähnliche Abhängigkeit vom Delay wie bei den M1-Amplituden beobachtet werden, allerdings unterscheiden sich diese Mittelwerte nicht signifikant ($p = .09$).

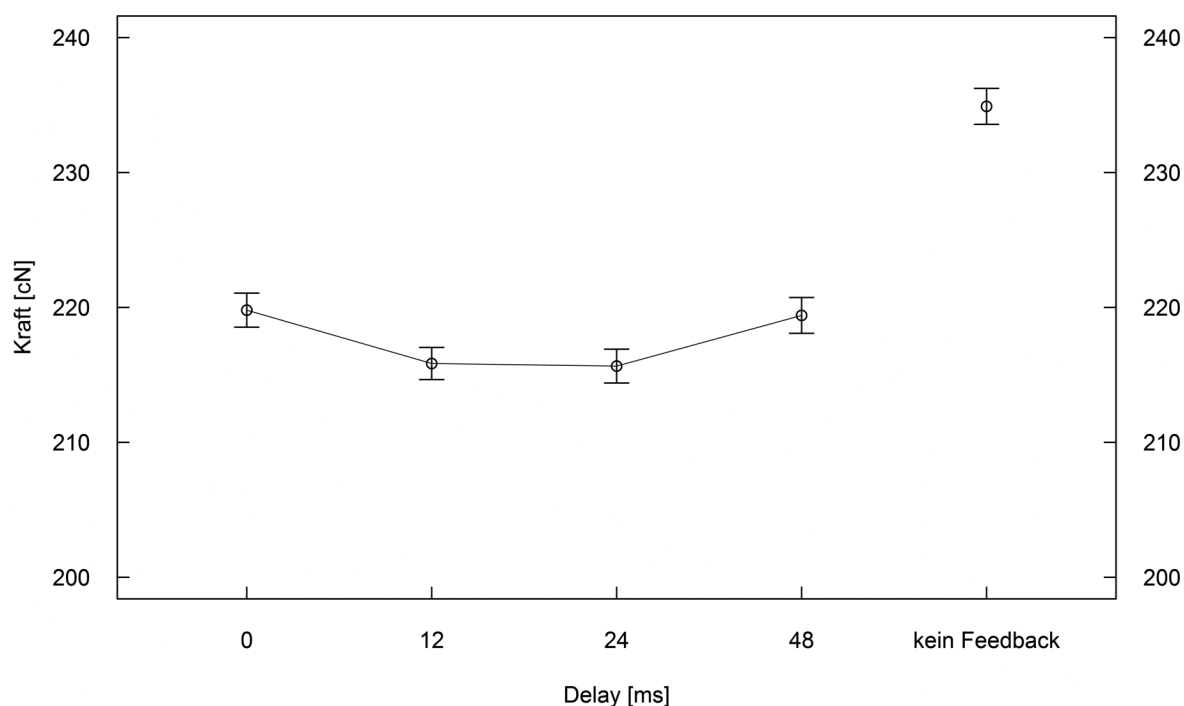


Abbildung 1: Mittelwerte der M1-Amplitude für alle Stufen des Faktors Delay sowie die Kontrollbedingung ohne Feedback. Die Fehlerbalken geben 95%-Konfidenzintervalle an.

4. Diskussion

Das Ziel der aktuellen Studie war die Untersuchung des Einflusses von zeitlicher Verzögerung (Delay) auf den Bewegungsaspekt der Kraftregulierung im Kontext eines erweiterten taktilen Feedbacks. Hierzu wurde die bei Tap-Bewegungen mit dem Zeigefinger ausgeübte Kraft erhoben, parametrisiert und ausgewertet. In verschiedenen Bedingungen wurde den Probanden dabei ein unterschiedlich stark verzögertes, erweitertes taktiler Feedback präsentiert.

Der Faktor Delay zeigte dabei sowohl spezifische als auch generelle Effekte, die sich allerdings nur in der M1-Komponente zeigten, nicht jedoch in der M2-Komponente. Generell sorgte erweitertes Feedback für niedrigere Aufschlagskräfte. Bei spezifischer Betrachtung der M1 Komponente über die unterschiedlichen Verzögerungsstufen fällt der U-förmige Verlauf auf. Die Ursache hierfür ist zurzeit noch unklar. Laufzeitunterschiede der Nervenbahnen (zwischen motorischem Kortex und Hand bzw. Fuß) scheinen als Ursache eher unwahrscheinlich, da zwischen Hand und Fuß ein Laufzeitunterschied von 11-25 ms besteht (ausgehend von 1 m Unter-

schied und 40-90 m/s Nervenleitgeschwindigkeit). Generell legen die Befunde diese Studie nahe, dass ein leicht verzögertes Feedback zu einer ökonomischeren Kontrolle der Bewegungskraft führt. Bei längeren Verzögerungen geht dieser Vorteil wieder verloren. Aus Studien zu verzögertem Feedback der eigenen Sprache (Lee, 1950) ist bekannt, dass es ab einer gewissen Latenz nahezu unmöglich wird, zu sprechen. Solch eine kritische Verzögerung konnte in unserer Studie nicht erreicht werden, da die Auswirkungen des Delays nur zu relativ kleinen Kraftänderungen führte. Unklar ist dabei auch noch, inwieweit das erweiterte sensorische Feedback von den Probanden gewichtet werden kann. Ergebnisse aus früheren Studien weisen darauf hin, dass Probanden grundsätzlich in der Lage sind, haptisches Feedback je nach Bedeutung und Validität zu gewichten und zu integrieren. (Ernst & Banks, 2002; Rinkenauer, Mattes & Ulrich, 1999). Für die Praxis würde die Befunde der Studie bedeuten, dass 0 ms Delay nicht unbedingt das Ziel der Adaptation von erweitertem taktilen Feedback sein sollte, um eine ökonomische Kraftregulation zu erreichen.

Das nur die M1, nicht jedoch die M2-Komponente beeinflusst wurde, könnte auf einen unterschiedlichen Ursprung beider Komponenten hinweisen. So ist es denkbar, dass die M1 Komponente hohe zentrale Anteile beinhaltet, während die M2-Komponente stark durch periphere Anteile geprägt ist (z.B. spinale Regelungsschleifen). Dies würde auch erklären, warum die M1-Komponente durch den Faktor Block beeinflusst wird. Der kontinuierliche Anstieg der M1-Kraftamplituden könnte auf einen zentralen Ermüdungseffekt hinweisen.

5. Literatur

- Aschersleben G, Gehrke, J, Prinz, W (2001) Tapping with peripheral nerve block - A role for tactile feedback in the timing of movements. *Experimental Brain Research* 136: 331-339.
- Antfolk C, D'Alonzo M, Rosén B, Lundborg G, Sebelius F, Cipriani C (2013) Sensory feedback in upper limb prosthetics. *Expert Review of Medical Devices* 10(1): 45-54.
- Bell-Krotoski JA (2011) Sensibility Testing: History, Instrumentation, and Clinical Procedures. In: Skirven, TM, Osterman, AL, Fedorczyk J, Amadio, PC (Eds.) *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity*, Volume I. Philadelphia: Elsevier, 132-151.
- Bremer A, Rinkenauer G (2013) Advanced Tactile Feedback in the Context of Sensorimotor Assistance Systems: A Tapping Task Study. Tagungsband der 10. Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme: Grundlagen und Anwendungen der Mensch-Maschine-Interaktion. ISBN 978-3-7983-2626-2, 575-581
- Bremer A (2014) Transformierte sensorische Unterstützung der zeitlichen motorischen Koordination von Greifbewegungen. In: Jäger M (Ed), *Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft* - 60. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft. Dortmund: GfA-Press, ISBN 978-3-936804-17-1, pp. 707-708
- Khac-Dung C (2012) Basic Timing Concepts for the Execution of Multiple Motor Tasks: Coordination of periodic tapping with discrete tasks. Universität der Bundeswehr München: Fakultät für Elektronik und Informationstechnik, Dissertation.
- Karni A, Meyer G, Jezard P, Adams MM, Turner R, Ungerleider LG (1995) Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature* 377:155-158.
- Lee BS (1950) Some effects of side-tone delay. *Journal of the Acoustic Society of America* 22: 639-640.
- Petzold B (2007) Entwicklung eines Operatorarbeitsplatzes für die telepräsente Mikromontage. Technische Universität München: Fakultät für Maschinenwesen, Dissertation.
- Rinkenauer G, Mattes S, Ulrich R (1999) The surface-weight illusion: on the contribution of grip force to perceived heaviness. *Perception & Psychophysics* 61: 23-30.

Danksagung: Ein ganz besonderer Dank gilt Tanja Groß für die Durchführung der Experimente. Die Untersuchung wurde unterstützt durch das BMBF Projekt GripAssist (Förderungskennzeichen 16SV5820).