

**CORTICAL CORRELATES OF VOLUNTARY POSTURAL SWAY
WITH VIBROTACTILE FEEDBACK IN TRANSFEMORAL
AMPUTEES**

AAYUSHI KHAJURIA



**CENTRE FOR BIOMEDICAL ENGINEERING
INDIAN INSTITUTE OF TECHNOLOGY DELHI**

January 2023

©Indian Institute of Technology Delhi (IITD), New Delhi, 2023

**CORTICAL CORRELATES OF VOLUNTARY POSTURAL SWAY
WITH VIBROTACTILE FEEDBACK IN TRANSFEMORAL
AMPUTEES**

by

Aayushi Khajuria

Centre for Biomedical Engineering

Submitted

in fulfillment of the requirements of the degree of Doctor of Philosophy

to the



Indian Institute of Technology Delhi

January 2023

CERTIFICATE

This is to certify that the thesis entitled “CORTICAL CORRELATES OF VOLUNTARY POSTURAL SWAY WITH VIBROTACTILE FEEDBACK IN TRANSFEMORAL AMPUTEES” which is being submitted by **Ms. Aayushi Khajuria** for the fulfillment of the requirements for the award of the degree of Doctor of Philosophy, is a record of the student’s work carried out at the Indian Institute of Technology Delhi under my supervision and guidance. The matter embodied in this thesis has not been submitted elsewhere for the award of any other degree or diploma.



(Deepak Joshi, Ph.D.)

Associate Professor
Centre for Biomedical Engineering
Indian Institute of Technology Delhi
Hauz Khas, New Delhi -110016
India

ACKNOWLEDGMENTS

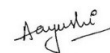
First and foremost, I am grateful to Lord *Krishna* for blessing me more than I deserve. I sincerely appreciate the almighty for giving me the strength to excel in life, beginning from my academic life up to this doctoral level.

I was always under a misapprehension that my accomplishments were mine alone. But I wouldn't be up here if it weren't for some very important people in my life. Beginning with my ever-supportive mentor, Prof. Deepak Joshi, without whom I certainly would not have made it to this point. I would like to express my gratitude towards him for always guiding, appreciating, and encouraging me to get into new ventures. I am beholden to him for giving me the opportunity, contributing his precious time, energy and advising me with his valuable suggestions from time to time. My mother, father, and sister who were unfamiliar with my work but always enveloped me with their eternal love and support. And my other family at the IITD campus who have encouraged, sustained, inspired, and tolerated me in every aspect; Ahana, Dharmesh, Vidyasagar, Ritambhara, Anjali, Abhishek and Archana.

Within the Neuromechanics Research Lab, Dr. Richa Sharma shares a close bond due to her friendly and caring attitude which helped me in stressful hours. Dr. Anoop Godiyal was always there in need of any help. Dr. Ashutosh Tiwari was a great resource for any questions and doubts related to the instrumentation. I am really grateful to them for helping me to learn things over time. Amit, Arijit, and the other members of the lab all were great colleagues.

My sincere thanks also go to my thesis committee members, Prof. S.D. Joshi, Prof. U. Singh, and Prof. Dinesh Kalyanasundaram. I greatly appreciate their willingness to attend all the meetings and advise me with their constructive suggestions throughout the research work.

I am gratified to the Indian Institute of Technology Delhi for providing a good research environment, well-equipped laboratories, collaborations, in-campus residential facilities, and many more. I would like to thank the Department of Science and Technology (DST), Government of India, for funding my research work. I also feel indebted to all those researchers whose thoughts, concepts, and theories have helped bring out this work. Lastly, I warmly thank all the volunteers who participated in the experiments and willingly gave me several hours of their time.



Aayushi

ABSTRACT

According to estimates 40 million individuals are with limb amputations worldwide, about 36 million (90%) are lower-limb amputees, of whom an estimated 26% are transfemoral amputees (TFAs). Loss of somatosensory feedback after amputation inflicts a serious challenge for amputees to achieve postural stability. Despite a good understanding of kinematic and kinetic adaptation after lower limb amputation, the somatosensory consequences and cortical adaptations are not much studied. Specifically, an important research question is how the brain compensates for the loss of sensory input from a missing limb and how it processes the data due to this loss. In this context, the findings of this study might have an impact in the ‘real world’. To this end, Electroencephalography (EEG) in synchronization with the center of pressure (CoP) signals was collected from eight transfemoral amputees during a balance task. Ten healthy volunteers were also recruited to provide a benchmark for the comparison. A pair of insoles consisting of force sensitive resistors were used to estimate the CoP. Participants were instructed to perform voluntary postural sway balance exercises in anterior-posterior and mediolateral directions. The postural stability of the participants was defined with the limit of stability (LOS) parameter. LOS refers to the maximum displacement of CoP under both the limbs (sound and prosthetic) during voluntary postural sway. In amputees, the sound limb’s LOS was found to be significantly higher ($p < 0.05$, Mixed repeated ANOVA) than at the prosthetic limb during the balance task. Using the independent components (ICs) from the three specified regions of the cortex i.e., left sensorimotor area (LSA), right sensorimotor area (RSA), and supplementary motor area (SMA), the results present a well-pronounced drop of alpha spectral power at sensorimotor area contralateral to sound limb of amputees (RSA) in comparison to SMA and the sensorimotor area contralateral to the prosthetic limb (LSA). Additionally, the correlation coefficient between resultant LOS and alpha spectral power at the sensorimotor area contralateral to the sound limb was found to be 0.86, showing a positive

relationship between alpha spectral power and LOS. Therefore, the differences in the alpha spectral power at LSA, SMA, and RSA resulted in the differences in the LOS at the sound and prosthetic limb of amputees during voluntary postural sway. This phenomenon was taken as evidence of the reorganizations in the brain after amputation.

Improving motor skills by incorporating vibrotactile sensory feedback in the rehabilitation protocols for persons with lower limb amputation has been gaining traction over time. Consequently, a pair of customized foot insoles along with the vibratory feedback system was developed to examine the postural stability of amputees. The vibratory feedback was delivered on the stump of the participants with the help of vibration factors (Vibration Motor 310-113). These factors were placed into the anterior and posterior surface of the amputee's socket at 2/3 the length of the stump from the greater trochanter. For feedback sessions, the vertical length of insoles was divided into three zones i.e., posterior zone (20%), mid zone (30%), and anterior zone (50%). If the CoP value crosses the threshold value outside the mid zone, the corresponding vibrating motor starts to vibrate. Therefore, by constantly mapping the CoP during voluntary sway, vibratory feedback was perceived by the participants. Accordingly, the LOS of the sound limb was found to be significantly higher with vibrotactile feedback in comparison to no feedback sessions in the present case.

To investigate the sensory mechanism responsible for improved stability with vibrotactile feedback, the time-frequency (wavelet transform) approach was applied. The method was utilized to capture the CoP dynamics in the time-frequency domain and the change in energy content at different frequencies/time-scales of CoP was examined. Vibrotactile feedback was found to be effective in controlling low-frequency postural sway in amputees. Results showed significantly higher energy ($p^* < 0.008$, T-test) at shorter time-scales ($j = 6, 7$, freq. = 0.6–1.25 Hz) and lower energy at longer time-scale ($j = 10$, freq. = 0.078 Hz) in amputee's CoP time series with vibrotactile feedback in comparison to healthy individuals.

This suggests that more than one sensory system is involved in controlling the body sway in amputees. However, due to the presence of vibrotactile feedback, the somatosensory receptors were contributing more to the postural control of amputees than visual and vestibular receptors. This demonstrates that, for the improvement in the LOS of transfemoral amputees, the central nervous system integrated the spatial location of the prosthesis with vibrotactile feedback by placing more weight on their somatosensory receptors.

To determine the involved cortical mechanisms which process the vibrotactile sensory feedback by placing more weight on somatosensory receptors and help to improve the LOS, independent components (ICs) from the secondary somatosensory cortex (S2) and fronto-central region were investigated. The results demonstrated that the improved LOS with vibrotactile feedback was in response to eliciting strong theta and gamma oscillations. S2 (contralateral to amputated side) processes the sensory information from vibrotactile feedback by significantly reducing ($p < 0.05$, T-test) the theta spectral power, and the fronto-central region executed the motor response to improve the LOS by significantly increasing ($p < 0.05$, T-test) the gamma power. The intra-regional functional connectivity at the S2 and the fronto-central region was significantly stronger ($p < 0.003$, T-test) in presence of vibrotactile feedback, and the two regions (S2 and fronto-central) were strongly connected while perceiving the vibrotactile feedback in comparison to no feedback sessions. This suggests that the relevant sensory information is sent to the fronto-central region from the secondary somatosensory cortex which results in the improvement of LOS.

These findings provide fundamental insights into the cortical activity associated with the vibrotactile feedback and help in understanding the cortical mechanism of balance improvement in transfemoral amputees. By enhancing the flexibility of the highlighted cortical regions via targeted cognitive training or local stimulation techniques, neuroplasticity might be promoted which helps to reduce the training time for the efficient rehabilitation of amputees in

the future. It could be of interest if some neurofeedback strategies might be developed that aim at improving the postural performance of amputees. Additionally, this new knowledge might benefit the designing and developing of innovative interventions to prevent falls due to lower limb amputation.

सार

अनुमानों के अनुसार दुनिया भर में 40 मिलियन व्यक्ति अंगों के विच्छेदन के साथ हैं, लगभग 36 मिलियन (90%) निचले-अंग विच्छेदन हैं, जिनमें से अनुमानित 26% ट्रांसफेमोरल एम्प्यूटीज़ (TFAs) हैं। विच्छेदन के बाद सोमैटोसेंसरी फीडबैक का नुकसान, पोस्टुरल स्थिरता प्राप्त करने के लिए एक गंभीर चुनौती पेश करता है। निचले अंगों के विच्छेदन के बाद गतिज और गतिज अनुकूलन की अच्छी समझ के बावजूद, सोमैटोसेंसरी परिणाम और कॉर्टिकल अनुकूलन का अधिक अध्ययन नहीं किया गया है। विशेष रूप से, एक महत्वपूर्ण शोध प्रश्न यह है कि मस्तिष्क एक लापता अंग से संवेदी इनपुट के नुकसान की भरपाई कैसे करता है और इस नुकसान के कारण डेटा को कैसे संसाधित करता है। इस संदर्भ में, इस अध्ययन के निष्कर्षों का 'वास्तविक दुनिया' में प्रभाव हो सकता है। यह जानने के लिए, इलेक्ट्रोएन्सेफेलोग्राफी (ईईजी) जानकारी, दबाव के केंद्र (सीओपी) संकेतों के साथ सिंक्रनाइज़ेशन में, आठ ट्रांसफेमोरल एम्प्यूटियों से एक संतुलन कार्य के दौरान एकत्र किया गया था। तुलना के लिए एक बेंचमार्क प्रदान करने के लिए दस स्वस्थ स्वयंसेवकों की भी भर्ती की गई। सीओपी का अनुमान लगाने के लिए बल संवेदनशील प्रतिरोधों से युक्त इनसोल की एक जोड़ी का उपयोग किया गया था। प्रतिभागियों को निर्देश दिया गया था कि वे पूर्वकाल-पश्च और मध्य-पार्श्व दिशाओं में स्वैच्छिक पोस्टुरल संतुलन अभ्यास करें। प्रतिभागियों की पोस्टुरल स्थिरता को स्थिरता (एलओएस) पैरामीटर की सीमा के साथ परिभाषित किया गया था। एलओएस स्वैच्छिक पोस्टुरल अभ्यास के दौरान दोनों अंगों (ध्वनि और कृत्रिम) के तहत सीओपी के अधिकतम विस्थापन को संदर्भित करता है। एम्प्यूटीज़ में, ध्वनि अंग का एलओएस संतुलन कार्य के दौरान कृत्रिम अंग की तुलना में काफी अधिक (पी < 0.05, मिश्रित दोहराया एनोवा) पाया गया। प्रांतस्था के तीन निर्दिष्ट क्षेत्रों यानी बाएं सेंसरिमोटर क्षेत्र (एलएसए), दाएं सेंसरिमोटर क्षेत्र (आरएसए), और पूरक मोटर क्षेत्र (एसएमए) से स्वतंत्र घटकों (आईसी) का उपयोग करके, परिणाम एसएमए और प्रोस्थेटिक लिम्ब (एलएसए) के विपरीत सेंसरिमोटर क्षेत्र की तुलना में एंप्यूटीज़ (आरएसए) के ध्वनि अंग के विपरीत सेंसरिमोटर क्षेत्र में अल्फा वर्णक्रमीय शक्ति की एक अच्छी तरह से स्पष्ट गिरावट पेश करते

हैं। इसके अतिरिक्त, ध्वनि अंग के विपरीत सेंसरिमोटर क्षेत्र में परिणामी एलओएस और अल्फा वर्णक्रमीय शक्ति के बीच सहसंबंध गुणांक 0.86 पाया गया, जो अल्फा वर्णक्रमीय शक्ति और एलओएस के बीच सकारात्मक संबंध दर्शाता है। इसलिए, एलएसए, एसएमए, और आरएसए में अल्फा वर्णक्रमीय शक्ति में अंतर के परिणामस्वरूप स्वैच्छिक पोस्टुरल अभ्यास के दौरान एम्प्यूटी के ध्वनि और कृत्रिम अंग में एलओएस में अंतर हुआ। इस घटना को विच्छेदन के बाद मस्तिष्क में पुनर्गठन के प्रमाण के रूप में लिया गया था।

निचले अंगों के विच्छेदन वाले व्यक्तियों के लिए पुनर्वास प्रोटोकॉल में वाइब्रोटेक्टाइल संवेदी प्रतिक्रिया को शामिल करके मोटर कौशल में सुधार समय के साथ कर्षण प्राप्त कर रहा है। नतीजतन, एम्प्यूटीज़ की पोस्टुरल स्थिरता की जांच करने के लिए वाइब्रेटरी फीडबैक सिस्टम के साथ अनुकूलित फुट इनसोल की एक जोड़ी विकसित की गई थी। वाइब्रेशन टैक्टर (वाइब्रेशन मोटर 310-113) की मदद से प्रतिभागियों के स्टंप पर वाइब्रेटरी फीडबैक दिया गया। इन टैक्टरों को एम्प्यूटी के सॉकेट के पूर्वकाल और पीछे की सतह में 2/3 पर रखा गया था, जो कि अधिक से अधिक ट्रोकेन्टर से स्टंप की लंबाई थी। फीडबैक सत्रों के लिए, इनसोल की ऊर्ध्वाधर लंबाई को तीन क्षेत्रों यानी पश्च क्षेत्र (20%), मध्य क्षेत्र (30%) और पूर्वकाल क्षेत्र (50%) में विभाजित किया गया था। यदि CoP मान मध्य क्षेत्र के बाहर थ्रेशोल्ड मान को पार कर जाता है, तो संबंधित कंपन मोटर कंपन करना शुरू कर देती है। इसलिए, स्वैच्छिक अभ्यास के दौरान सीओपी का लगातार मानचित्रण करके, प्रतिभागियों द्वारा स्पंदनात्मक प्रतिक्रिया को महसूस किया गया। तदनुसार, ध्वनि अंग का एलओएस वर्तमान मामले में बिना किसी प्रतिक्रिया सत्र की तुलना में वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक के साथ काफी अधिक पाया गया।

वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक के साथ बेहतर स्थिरता के लिए जिम्मेदार संवेदी तंत्र की जांच के लिए, समय-आवृत्ति (वेवलेट ट्रांसफॉर्म) दृष्टिकोण लागू किया गया था। समय-आवृत्ति डोमेन में सीओपी गतिशीलता को पकड़ने के लिए विधि का उपयोग किया गया था और सीओपी के विभिन्न आवृत्तियों/समय-

पैमानों पर ऊर्जा सामग्री में परिवर्तन की जांच की गई थी। विब्रोटेक्टाइल फीडबैक को एम्प्यूटीज में कम आवृत्ति वाले पोस्टुरल स्वे को नियंत्रित करने में प्रभावी पाया गया। परिणामों ने कम समय-पैमाने पर काफी अधिक ऊर्जा ($p < 0.008$, T- परीक्षण) दिखाया ($j = 6,7$, आवृत्तियों = 0.6–1.25 हर्ट्ज) और लंबे समय के पैमाने पर कम ऊर्जा ($j = 10$, आवृत्तियों = 0.078 हर्ट्ज) स्वस्थ व्यक्तियों की तुलना में एम्प्यूटी की सीओपी समय श्रृंखला में कंपन प्रतिक्रिया के साथ। इससे पता चलता है कि एक से अधिक संवेदी प्रणाली एंटीज़ में शरीर के बोलबाला को नियंत्रित करने में शामिल है। हालांकि, वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक की उपस्थिति के कारण, सोमैटोसेंसरी रिसेप्टर्स दृश्य और वेस्टिबुलर रिसेप्टर्स की तुलना में एम्प्यूटी के पोस्टुरल नियंत्रण में अधिक योगदान दे रहे थे। यह दर्शाता है कि, ट्रांसफेमोरल एम्प्यूटीज़ के एलओएस में सुधार के लिए, केंद्रीय तंत्रिका तंत्र ने कृत्रिम अंग के स्थानिक स्थान को उनके सोमैटोसेंसरी रिसेप्टर्स पर अधिक भार रखकर वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक के साथ एकीकृत किया।

शामिल कॉर्टिकल तंत्रों का निर्धारण करने के लिए जो सोमैटोसेंसरी रिसेप्टर्स पर अधिक भार रखकर वाइब्रोटेक्टाइल संवेदी प्रतिक्रिया को संसाधित करते हैं और एलओएस को बेहतर बनाने में मदद करते हैं, माध्यमिक सोमैटोसेंसरी कॉर्टेक्स (एस 2) और फ्रंटो-सेंट्रल क्षेत्र से स्वतंत्र घटकों (आईसी) की जांच की गई। परिणामों ने प्रदर्शित किया कि वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक के साथ बेहतर एलओएस मजबूत थीटा और गामा दोलनों को प्राप्त करने के जवाब में था। S2 (विच्छिन्न पक्ष के विपरीत) थीटा वर्णक्रमीय शक्ति को काफी कम करके ($p < 0.05$, T-परीक्षण) करके कंपन प्रतिक्रिया से संवेदी जानकारी को संसाधित करता है, और फ्रंटो-सेंट्रल क्षेत्र ने LOS में उल्लेखनीय वृद्धि करके मोटर प्रतिक्रिया को क्रियान्वित किया ($p < 0.05$, T-परीक्षण) गामा शक्ति। S2 और फ्रंटो-सेंट्रल क्षेत्र में इंटर-रीजनल फंक्शनल कनेक्टिविटी वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक की उपस्थिति में काफी मजबूत ($p < 0.003$, T- परीक्षण) थी, और दो क्षेत्र (S2 और फ्रंटो-सेंट्रल) दृढ़ता से जुड़े हुए थे। इससे पता चलता है कि प्रासंगिक संवेदी जानकारी माध्यमिक सोमैटोसेंसरी कॉर्टेक्स से फ्रंटो-सेंट्रल क्षेत्र में भेजी जाती है जिसके परिणामस्वरूप एलओएस में सुधार होता है।

ये निष्कर्ष वाइब्रोटेक्टाइल फीडबैक से जुड़ी कॉर्टिकल गतिविधि में मौलिक अंतर्दृष्टि प्रदान करते हैं और ट्रांसफेमोरल एम्प्यूटीज़ में संतुलन सुधार के कॉर्टिकल तंत्र को समझने में मदद करते हैं। लक्षित संज्ञानात्मक प्रशिक्षण या स्थानीय उत्तेजना तकनीकों के माध्यम से हाइलाइट किए गए कॉर्टिकल क्षेत्रों के लचीलेपन को बढ़ाकर, न्यूरोप्लास्टी को बढ़ावा दिया जा सकता है जो भविष्य में विकलांगों के कुशल पुनर्वास के लिए प्रशिक्षण समय को कम करने में मदद करता है। यह रुचि का हो सकता है यदि कुछ न्यूरोफीडबैक रणनीतियों को विकसित किया जा सकता है जिसका उद्देश्य एम्प्यूटी के पोस्टुरल प्रदर्शन में सुधार करना है। इसके अतिरिक्त, यह नया ज्ञान निचले अंगों के विच्छेदन के कारण गिरने से रोकने के लिए नवीन हस्तक्षेपों के डिजाइन और विकास को लाभ पहुंचा सकता है।

TABLE OF CONTENTS

TITLE	PAGE NO.
Certificate	i
Acknowledgments	ii
Abstract	iii
Table of Contents	xi
List of Figures	xiv
List of Tables	xvi
List of Acronyms	xvii
CHAPTER 1: INTRODUCTION AND LITERATURE REVIEW	1
1.1 Background and problem definition	1
1.2 Motivation	4
1.3 Brain reorganizations post amputation	4
1.3.1 Different methodologies for observing cortical activity	5
1.3.2 EEG-based Cortical activations during balancing	7
1.4 Research objectives	12
1.5 Key advances achieved through this thesis	12
1.6 Organization of the thesis	13
CHAPTER 2: STATE OF THE ART	15
2.1 Postural dynamics of lower-limb amputees	15
2.1.1 Center of pressure (CoP)	15
2.1.2 Load distribution	16
2.1.3 Muscle activity	17
2.2 Current state of Prosthetic limbs	18
2.2.1 Passive Prosthesis	18
2.2.2 Semi-active/Active Prosthesis	18
2.3 Rehabilitation for lower limb amputees	19
2.3.1 Balance exercises	19
2.3.2 Technologies for sensory feedback used in the rehab	20
2.4 Vibrotactile feedback: Aid for improving balance	22
2.5 Developed vibrotactile feedback	24

CHAPTER 3: CENTER OF PRESSURE MEASUREMENT INSOLES	25
3.1 Instrumentation of insoles	25
CHAPTER 4: CORTICAL REPRESENTATION OF VOLUNTARY POSTURAL SWAY: HEALTHY VS AMPUTEE	28
4.1 Introduction	28
4.2 Electroencephalography system (EEG)	29
4.2.1 Time synchronization between CoP and EEG data	30
4.3 Methodology	30
4.3.1 Participants	30
4.3.2 Experimental protocols	33
4.3.3 Data processing	34
4.3.4 Statistical Analysis	38
4.4 Results	38
4.4.1 Limit of stability	38
4.4.2 Spectral power	39
4.5 Discussion	45
CHAPTER 5: POSTURAL STABILITY WITH VIBROTACTILE FEEDBACK: A TIME-FREQUENCY ANALYSIS	50
5.1 Introduction	50
5.1.1 State of the art	50
5.1.2 Proposed method	52
5.2 The feedback system	53
5.2.1 Division of insoles	54
5.2.2 Vibration factors	56
5.2.3 Electronics	57
5.3 Methodology	59
5.3.1 Experimental protocols	59
5.3.2 Data processing	61
5.3.3 Statistical analysis	63
5.4 Results	63
5.5 Discussion	67

5.5.1	Choice of Wavelet	68
5.5.2	Comparison between sound and prosthetic limb	68
5.5.3	Comparison between forward and backward voluntary sway	69
CHAPTER 6: EEG EVIDENCE OF VOLUNTARY POSTURAL SWAY WITH VIBROTACTILE FEEDBACK		71
6.1	Introduction	71
6.2	Methodology	73
6.2.1	Experimental protocols	73
6.2.2	Data processing	74
6.2.3	Statistical Analysis	77
6.3	Results	78
6.4	Discussion	82
6.4.1	Theta power reduction in encoding vibrotactile feedback	82
6.4.2	Gamma oscillations execute the motor response	83
6.4.3	Inter and intra-regional Functional connectivity	84
CHAPTER 7: SUMMARY AND CONCLUSION		86
7.1	Summary	86
7.1.1	Cortical reorganizations post amputation	86
7.1.2	Activation of somatosensory receptors	87
7.1.3	Functional connectivity	88
7.2	Major outcomes of the thesis	89
7.3	Conclusion	91
CHAPTER 8: LIMITATIONS AND FUTURE SCOPE		93
8.1	Limitations of the work	93
8.2	Future aspects	94
REFERENCES		97
Appendix AP1: Ethical Clearance		109
Appendix AP2: Participant Consent form		110
Appendix AP3: Arduino code for vibrotactile feedback		112
AUTHOR'S BIO-DATA		120

LIST OF FIGURES

Figure	Caption	Page No.
Fig 1.1	Standing balance in humans	2
Fig 1.2	Statistics	3
Fig 1.3	Change in cortical activity with amputation	7
Fig 2.1	Rehabilitation exercises for lower limb amputees	20
Fig 2.2	Biofeedback measurements, measured variables, and measurement devices used in the rehabilitation	21
Fig 2.3	Benefits of incorporating sensory feedback in the prosthesis	24
Fig 3.1	CoP measurement insoles	25
Fig 3.2	Data Acquisition circuit	26
Fig 3.3	Full insole setup	27
Fig 4.1	EEG setup	29
Fig 4.2	Synchronization between EEG and CoP data	30
Fig 4.3	Representation of stump length, greater trochanter, knee axis and inter ASIS distance	31
Fig 4.4	Representative transfemoral amputee participant performing the CBT	34
Fig 4.5	Experimental procedure	34
Fig 4.6	Limit of stability	39
Fig 4.7	Spectrograms for EEG source clusters	40-41
Fig 4.8	Alpha spectral power	43
Fig 5.1	Flow diagram of the system	54
Fig 5.2	Division of insoles in different zones for vibratory feedback	55
Fig 5.3	LRA vibration motor construction	57
Fig 5.4	Flow diagram for the Arduino code	58
Fig 5.5	Schematics for the motor driver	59
Fig 5.6	Balance task performed by representative subject	60
Fig 5.7	Sub band discrete wavelet decomposition	62
Fig 5.8	Limit of stability in both the sessions	64
Fig 5.9	Energy percentage and standard deviation of j level DWT	65
Fig 5.10	Combined percentage energy of 6-8 level DWT	67

Fig 6.1	Representative amputee participant instrumented with EEG, CoP measurement insoles and Vibration motors	74
Fig 6.2	Measuring vibrational noise due to motors via sound level meter (Model 824, Larson & Davis)	75
Fig 6.3	Time-frequency maps at secondary somatosensory cortex	78
Fig 6.4	Time-frequency maps at fronto-central region	79
Fig 6.5	Functional connectivity at secondary somatosensory cortex and fronto-central region	80
Fig 6.6	Changes in theta and gamma spectral power and the improvement in LOS	81
Fig 7.1	Postural and cortical dynamics of transfemoral amputees	90
Fig 7.2	LOS and energy of time scales corresponding to somatosensory acuity	90
Fig 7.3	Cortical mechanism of balance improvement	91
Fig 8.1	SACH prosthetic foot	93
Fig 8.2	Coding schemes for vibratory feedback	95

LIST OF TABLES

Table	Caption	Page No.
Table 1.1	EEG based cortical correlates of Balance control	10
Table 4.1	Demographics of all the participants	32
Table 4.2	Sequence of different trials during the CBT	34
Table 4.3	Pearson's correlation coefficient between average LOS and alpha spectral power	43
Table 5.1	Frequency bands, associated sensory information, and levels for coif 1 and Haar wavelet	52
Table 5.2	P-values for between the group comparisons (healthy vs amputee with feedback) employing Coif 1 wavelet decomposition (significance level $p < 0.008$)	66
Table 5.3	Energy content of wavelet levels in amputees with vibrotactile feedback in comparison to healthy subjects	68
Table 6.1	Pearson's Correlation coefficient between the change in spectral power with the improvement in LOS	82

LIST OF ACRONYMS

CoP	Center of pressure
AP	Anterior-posterior
ML	Medio-lateral
S1	Primary somatosensory region
S2	Secondary somatosensory region
SMA	Supplementary motor area
PLP	Phantom Limb pain
EEG	Electroencephalogram
ICA	Independent component analysis
LOS	Limit of stability
LSA	Left sensorimotor area
RSA	Right sensorimotor area
FSR	Force sensitive resistor
CBT	Continuous Balance task
FS	Forward sway
BS	backward sway
LS	Left sway
RS	Right sway
SACH	Solid ankle cushioned heel
ERD	Event related desynchronization
FC	Functional connectivity
PLV	Phase locking value