مرکز عالی پژوهش‌های تجهیزات پزشکی و مهندسی توانبخشی جانبازان
وابسته به بنیاد مستضعفان و جانبازان و وزارت فرهنگ و آموزش عالی

دانشگاه صنعتی امیرکبیر
(پلی‌تکنیک تهران)

دانشگاه علم و صنعت ایران

دانشگاه صنعتی شریف

چهارمین سمینار مهندسی پزشکی

عنوان مقاله : انتخاب بهینه حالتهای انقباض عضلانی افراد معلول جهت کنترل دستهای سیبرنتیکی
نویسنده یا نویسندگان : تونی خوشابا - دکتر کامبیز بدیع - دکتر اردوندزاهدی - دکتر سیدمحمد مدرضا هاشمی گلپایگانی
محل پژوهش : آزمایشگاه مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر و مرکز عالی پژوهشهای تجهیزات پزشکی مهندسی توانبخشی جانبازان

خلاصه :

جهت اجرای دستهای سیبرنتیکی با درجات آزادی بالا که به کمك سیگنال میوالکتریك کنترل میشوند می‌بایست تعداد درجات آزادی در کنترل حرکت توسط فرد معلول مشخص شده و با توجه به آن بهترین زیر مجموعه حالتهای انقباض عضلانی جهت عمل کنترل انتخاب شوند.

در این مقاله روشهای تحلیلی پاسخگوئی به این موارد ارائه شده‌اند. انتخاب بهینه حالتهای انقباض عضلانی برای حالتهای دو وسه درجه آزادی به دو روش مورد بررسی قرار گرفته انده در روش-اول از مجموع فواصل میان مراکز ثقل توابع چگالی احتمال دو بعدی سیگنالهای EMG بعنوان معیار استفاده شده است. در روش دوم معیار خطای شبکه عصبی احتمالاتی بکار گرفته شده است. این نوع شبکه عصبی ابتدا توابع چگالی احتمال کلاسها را تخمین زده، آنگاه لایه رقابتی کوهونی را برای ایجاد خروجی مطلوب بکار میگیرد.

روشهای مذکور بر روی سیگنالهای EMG به دست آمده از افراد معلول بالای آرنج پیاده شده و نتایج با در نظر گرفتن ده حالت انقباض با هم مقایسه شده‌اند. نتایج حاصل از پیاده سازی روشهای فوق نحوه اختصاص بهینه حالتهای انقباضی در دستهای دو و سه درجه آزادی را نتیجه داده و تعداد درجات آزادی قابل کنترل برای حرکت دست در فرد معلول را مشخص میسازد.

۱- مقدمه

حالتهای انقباض عضلانی در انسان ماهیتی مشکل دارند. بدین معنی که در حین انجام یك حرکت ویا عمال نیروتنها یك حسیت کیفی نسبت به وضعیت انقباض عضلات در فرد ایجاد میشود. یك فرد معلول نیز که با انقباض عضلات باقی مانده خود و تولید سیگنالهای EMG دست مصنوعی میوالکتریکی را کنترل می‌کند، دنباله ای از حالتهای انقباض عضلانی را برای انجام یك کار خاص ایجاد می‌کند. (۱).

هر فردی با توجه به ذهنیت خود معمولا " سه حالت انقباض ملایم، متوسط و شدیدرا در یك عضله خود می‌فهمد و قادر به تولید الگوهای EMG متناظر با این حالتهای انقباض فازی است در این رابطه قدم اول در طراحی دستهای سیبرنتیکی وکاهش خطای الگوریتم طبقه بندی سیگنالهای EMG ارزیابی مجموعه حالتهای ممکن انقباض عضلانی با توجه به عضلات بکار گرفته شده جهت انجام عمل کنترل و انتخاب زیر مجموعه‌ای بهینه از این مجموعه حالتها ازدیدگاه شاخص‌های طبقه‌بندی با توجه به تعداد درجات آزادی است. این زیر مجموعه در هر فرد معلول با توجه به ویژگیها و قابلیتهای ذاتی

وی وهمچنین مشخصات اندام باقی مانده ممکن است متفاوت باشد ۰ به همین دلیل می‌بایست یک پروتکل آزمایشی بر روی هر فرد معلول جهت استخراج قابلیتهای خام و ابتدائی فرد معلول بکار گرفته شود و زیر مجموعه بهینه حالتهای انقباض عضلانی وی تعیین شوند ۰ (۲)۰
در این مقاله پروتکل آزمایشی مناسب جهت ارزیابی حالتهای انقباض عضلانی مشکل افراد معلول وروشها ی تحلیلی تعیین زیر مجموعه بهینه حالتهای انقباضی ارائه شده‌اند و سپس نتایج حاصل از انجام پروتکل آزمایشی بر روی افراد معلول وبکارگیری روشهای تحلیلی مورد بحث قرار میگیرند۰

۲ـ تعریف مجموعه حالتهای ممکن انقباض عضلانی

در پژوهش حاضر عضلات دوسروسه‌سربازوئی در افراد معلول بالای آرنج مورد مطالعه قرار گرفته‌اند ۰به همین دلیل مجموعه حالتهای انقباض عضلانی را باتوجه به این دو عضله تعریف می‌کنیم ۰ فرض کنید درهر عضله سه حالت انقباض فازی ملایم ، متوسط وشدید در نظر گرفته و به ترتیب با سه حرف L ، M ، H و نمایش داده شوند ۰ فرد قادر است هر کدام از عضلات دو سر و سه بازوئی خود را بطور مستقل و یا بطور همزمان منقبض کند ۰ بنابراین ترکیبی از حالتهای انقباضی عضلات فوق بوجود خواهند آمد ۰ در اینجا ده حالت انقباض عضلانی زیر بعنوان مجموعه حالتهای انقباض عضلانی فازی تعریف میشوند :

درمجموعه حالت انقباضی باقی مانده عضو فرد معلول است که در آن " X " حالت انقباضی عضله دوسر و " Y " حالت انقباضی عضله سه سر را نشان میدهد ۰ حرف " N " نیز مترادف با حالت عدم انقباض عضله است ۰ در عمل مشاهده شده است که ایجاد حالتهای :
(L,H),(H,M),(M,H),(L,M),(M,L),(H,L) برای فردمعلول مشکل بوده ونتیجه در این مجموعه ازنظر گرفته نشده اند ۰

۳ـ پروتکل آزمایشی جمع آوری داده‌های EMG

۱ـ ابتدا توضیحاتی به فرد معلول در مورد مجموعه حالتهای انقباض تعریف شده می‌دهیم ۰
دراین مرحله فرد معلول باید سعی کند هر یك از عضلات دو سرو سه بازوئی خود را مستقل از دیگری کنترل کند و هر بار سه حالت انقباض ملایم ، متوسط و شدید را تنها با توجه به معیارهای ذهنی خود ایجاد نماید ۰ سپس سعی کند هر دو عضله دو سر وسه بازوئی را بطور همزمان منقبض وسه حالت ملایم ،

متوسط وشدیدرا این بار بطور هموزمان ایجادکند ۰به فرد معلول فرصت داده میشود با توجه به الگوهای ذهنی خود و لمس عضلاتش ایجاد این حالتهای انقباضی را مدتی تمرین نماید ۰

۲ - پس از مدتی تمرین ذهنی و عملی فرد معلول (مثلا " پانزده دقیقه) الکترودها را به وی نصب و به مدت شش ثانیه داده‌های EMG عضلات دو سر و سه‌سر بازوئی نمونه‌برداری خواهند شد ۰این کار به ازاء تمام حالتهای انقباضی مجموعه EMG انجام خواهد شد ۰

۳- در یك روز آزمایشی سه بار به فواصل ده دقیقه استراحت آزمایش تکرار میشود ۰

۴- مرحله(۳) برای سه روز دیگر حتی‌المقدور به فاصله یکروز درمیان تکرار خواهد شد ۰در این آزمایشات به فرد توصیه خواهد شد به تمرین ایجاد حالتهای مطرح شده ادامه دهد ۰

بدین ترتیب پایگاه داده‌ها برای بررسی‌های تحلیلی ایجاد شده است ۰

۴- روشهای تحلیلی انتخاب بهینه حالتهای انقباض عضلانی

قبل از پیاده سازی روشهای تحلیلی تبدیل الگوهای ذخیره شده به بردارهای ویژگی مناسب جهت کاهش کافی بعد سیگنال ها ضروری است ۰ در این مقاله فضاهای ویژگی دو بعدی وشش بعدی انتخاب شده‌اند ۰ فضای ویژگی دو بعدی جهت محاسبه توابع هیستوگرام نرمالیزه شده و فضای ویژگی شش بعدی در روش استفاده از شبکه عصبی احتمالاتی مورد استفاده قرار گرفته است ۰

۱-۴- استفاده از معیار مجموع فواصل میان مراکز ثقل توابع چگالی احتمال

تجارب بدست آمده از پردازش سیگنالهای EMG نشان می‌دهد که توابع چگالی احتمال حالتها ی انقباض عضلانی خصوصا " در افراد معلول اشکال پیچیده‌ای را دارند ۰ در نتیجه می‌بایست روشهای ناپارامتری را در تخمین این توابع بکار برد۰ ساده‌ترین روش ناپارامتری در تخمین توابع چگالی احتمال استفاده از هیستوگرامهای نرمالیزه شده در فضای ویژگی است ۰

با توجه به اینکه انتخاب بهینه حالتهای انقباض عضلانی از دیدگاه شاخص‌های طبقه بندی مورد نظر است ، فاصله میان مراکز ثقل توابع چگالی احتمال حالتهای انقباضی میتواند معیار مناسبی برای تفکیك پذیری حالتها باشد ۰ بنابراین برای انتخاب زیر مجموعه بهینه از مجموعه حالتهای انقباضی مجموع فواصل میان مراکز ثقل توابع چگالی احتمال بعنوان معیار بهینه بودن در نظر گرفته شده است ۰ بدین منظور ابتدا فضای ویژگی را به نواحی متساوی تقسیم کرده و بر مبنای داده‌های آزمایشی هیستوگرامهای چند بعدی نرمالیزه‌شده را در فضای ویژگی محاسبه کنیم ۰ سپس مراکز ثقل این توابع را (که همان توابع چگالی هستند) بدست می‌آوریم ۰

فرض کنید ($x'y'$, xy) d فاصله میان مرکز ثقل حالت انقباضی (y و x) و حالت انقباضی (y' و x') باشد . هرگاه حالت (N و N) کنار گذاشته شود ، برای دست دو درجه آزادی چهار حالت از مجموعه نه حالت باقیمانده مجموعه ϕ وبرای دست سه درجه آزادی شش حالت از مجموعه نه حالت انقباضی می‌بایست انتخاب شوند پارامتر ($I=t_{ij}\ d(i,j)$ را ازاء تمام زیر مجموعه های ممکن چهار یا شش تایی مجموعه ϕ محاسبه ودر هر حالت زیرمجموعه متناظر با ماکزیمم I را بعنوان زیرمجموعه بهینه درنظر بگیریم .

۲-۴ - استفاده از شبکه عصبی احتمالاتی

شبکه عصبی احتمالاتی پیاده سازی ، طبقه بندی کننده بیس به روش شبکه‌های عصبی (۳)است . شبکه عصبی احتمالاتی ابتدا توابع چگالی احتمال کلاسها را به روش ناپارامتری پارزن تخمین می‌زند . سپس یك لایه رقابتی کوهونی را برای ایجاد خروجی مطلوب بکار میبرد . در این شبکه تابع تخمین زننده پارزن برای هر کلاس K بصورت زیر تعریف میشود :

$$f_K(X)=\frac{1}{2\pi^{M/2}\gamma^M N_K}\sum_{j=1}^{N_K} e^{\left(-(X-X_{Kj})^T(X-X_{Kj})/2\sigma^2\right)}$$

که درآن X_{kj} بردار تمرین j ام در کلاس γ و N_K تعداد نمونه‌های تمرین در کلاس K است . M نیز بعد بردار ویژگی است . برای γ نیز داریم .

$$\gamma=\gamma(N_K)=aN_K^{-b}$$

که‌درآن a عدد ثابت و b ثابتی بین صفر و یك است .

جهت انتخاب بهینه حالتهای انقباضی ما ده حالت انقباضی مجموعه ϕ را بصورت کلاس درنظر می‌گیریم وشبکه عصبی احتمالاتی مناسب را جهت طبقه بندی این حالت انقباضی طراحی می‌کنیم . زیر مجموعه‌ای از حالتهای انقباضی بهینه خواهد بود که مجموعا " کمترین خطای طبقه‌بندی رابرا ی شبکه عصبی احتمالاتی ایجاد نماید .

۵- نتایج حاصل از انجام آزمایشات و شبیه سازی

۵-۱ - نتایج حاصل از اعجال معیار مجموع فواصل میان مراکز ثقل

پروتکل آزمایشی ارائه شده بر روی فرد معلول بالای آرنج پیاده شده است . در مجموع نه آزمایشی انجام گرفته و به ازاء هر حالت انقباضی نه مجموعه‌از سیگنالهای EMG عضلات دو سرو سه سر بازوئی تشکیل و ویژگیهای انتگرال قدر مطلق ، واریانس و دفعات عبور از صفر دو عضله درفواصل زمانی $0/2$ ثانیه محاسبه شده است . هر محور فضای ویژگی دو بعدی به ۲۰ سطح کوانتیزه شده و توابع چگالی برای مجموع داده‌های نه آزمایش و برای هر حالت انقباضی بدست آمده است . نتیجه

حاصل از انتخاب بهینه به روش مجموع فواصل میان مراکز ثقل انتخاب زیر مجموعه زیر برای حالت دو درجه آزادی از فرد معلول مورد آزمایش بوده است ·

{(H,H) و (N,L) و (H,N) و (L,N)}

برای حالت سه درجه آزادی نیز زیر مجموعه بهینه زیر انتخاب شده است :

{(H,H) و (L,L) و (N,H) و (L,N) و (H,N) و (L,N)}

بدین ترتیب با مشخص شدن زیر مجموعه بهینه زیر از حالتهای انقباض عضلانی در هر درجه آزادی از این پس در روند طراحی سیستم شناخت الگوی EMG تنها زیر مجموعه‌های انتخاب شده بکار برده خواهند شد ·

۲-۵- نتایج حاصل از بکارگیری شبکه عصبی احتمالاتی

Neural works professional II

شبیه سازی شبکه عصبی احتمالاتی توسط بسته نرم‌افزاری انجام گرفته است · برای انجام این شبیه سازی سیگنالهای EMG چهار ثانیه و سطی از شش ثانیه مربوط به هر آزمایش از هر حالت را انتخاب کرده و بردار های ویژگی شش بعدی مطرح شده را محاسبه کرده‌ایم · بدین ترتیب برای هرآزمایش که شامل ده حالت انقباض است یک مجموعه بردارهای تمرین شامل 200 بردار ویژگی (20X10) بوجود آمده است · بنابراین با توجه به آزمایش ۱۸۰۰ بردار ویژگی خواهیم داشت · بعبارت دیگر از این مجموعه هر حالت انقباض دارای ۱۸۰ بردار ویژگی خواهد بود · با تقسیم مجموعه بردارهای هرحالت انقباضی باانتخاب تصادفی به دو زیر مجموعه ۱۵۰ تایی و ۳۰ تایی ، درنهایت در مجموعه بردارهای تمرین ۱۵۰۰ تایی تشکیل شده‌است ·مجموعه اول جهت بدست آوردن پارامترهای شبکه ومجموعه دوم جهت آزمایش شبکه و بررسی قابلیت تصمیم آن بکارگرفته شده‌است ·شکبه عصبی احتمالاتی ابتدابر مبنای مجموعه بردارهای تمرین طراحی شده ونتایج حاصل از طبقه‌بندی این مجموعه مشاهد شده‌است ·سپس شبکه عصبی برادارای مجموعه تمرین آزمایش شده‌است · جدول یک ودونتایج حاصل از این شبیه سازی را نشان می دهد ·باتوجه به این جدول یک ملاحظه میشود که زیر مجموعه های

{(N,N) و (H,N) و (N,L) و (H,H) و (N,H)}

{(N,N) و (H,N) و (N,L) و (H,H) و (N,H)} و (M,M) و (N,M)

{(N,N) و (N,N) و (H,N) و (N,L) و (H,H) و (N,H)}

به‌ترتیب برای حالتهای دو و سه درجه آزادی انتخاب شده‌است ·

ملاحظه میشود که این دو جدول هر دو بر حالتهای $\{(H,H),(N,L),(H,N)\}$ درحالت و درجه آزادی توافق دارند. در حالت سه درجه آزادی نیز از مجموعه هفت عضو، پنج عضو یکسان هستند که عبارتند از:

$$\{(H,D),(H,N),(N,L),(N,H),(H,H),(N,N)\}$$

و این نشان می دهد که بطور کلی حالتهای انقباض عضلانی پایدار برای حالتهای دوسه درجه آزادی در افراد معلول وجود داشته و این نتیجه امیدبخشی از دیدگاه شاخصهای طبقه‌بندی در دست سیبرنتیکی میباشد. عدم توافق بر بعضی از حالتها نیز با توجه به اینکه در عمل در طراحی دست سه درجه آزادی سه حالت از مجموعه ده حالت انقباض کنار گذاشته خواهند شد مشکلی را بوجود نخواهد آورد. چون با حذف کردن حالتهای اضافی خطای ناشی از آنها نیز حذف خواهد شد.

۶- نتیجه گیری

در این مقاله نحوه انتخاب بهینه حالتهای انقباض عضلانی در دستهای سیبرنتیکی مورد بحث قرارگرفت. نتایج حاصل نشان می دهند که حالتهای انقباض پایدار جهت بازنمایی کلاسهای حرکتی در دست سیبرنتیکی بالای آرنج تا سه درجه آزادی در عضلات دوسر و سه سر بازوئی وجود دارند. و ما با دقت بالائی میتوانیم بطور نسبی بهترین زیرمجموعه ممکن از حالتهای انقباض را در هر فرد معلول تعیین نمائیم. در این میان از مجموعه ده حالت بررسی شده هر دو روش بکارگرفته شده بر روی حالتهای

$$\{(N,N),(H,H),(N,L),(N,H),(H,N)\}$$

بعنوان حالتهای مناسب توافق داشته‌اند.

نکته قابل ذکر دیگر آنکه روش مطرح شده در این مقاله بطور کلی میتواند در ارزیابی قابلیتهای کنترلی افراد معلول در کنترل دستهای مصنوعی در حالت کلی مورد استفاده قرارگیرد. بررسی چنین کاربردی بخشی از تحقیقاتی آتی ما را تشکیل می دهد.

مراجع :

۱- تونی خوشابا، کامبیز پویع، محمدرضا هاشمی گلپایگانی، "طبقه بندی سیگنالهای الکترومیوگرام بر پایه شبکه عصبی پس از انتشار خطار در کنترل پروتزها" دوازدهمین کنفرانس سالانه مهندسی در پزشکی و بومتری IEEE، فیلادلفیا، نوامبر ۱۹۹۰

۲- تونی خوشابا، " گزارش سالانه فاز دوم پروژه دست سیبرنتیک تهران "، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، اسفند ۱۳۷۰.

۳- "NeuralComputing", NeuralWare Inc, 1990.

DEVELOPMENT OF ALIGNMENT MEASURING SYSTEMS
A PROGRESS REPORT
EVALUATION AND CLINICAL TRIAL OF THE PROTOTYPE SYSTEM

K.A. Moslehi, S.E. Solomonidis, J.P. Paul
Bioengineering Unit, University of Strathclyde, Glasgow.

To develop a system for measuring the alignment of an artificial limb (above and below knee prostheses) with relative accuracy and ease in operation for use at prosthetic clinics. The measurement system is capable of accommodating all types and sizes of A/K and B/K prostheses.

Linkage mechanisms with six degrees of freedom as used in robotic technology were exploited in this measurement system. This allowed the measurement of artificial limb with any configuration.

The initial set of results from various leg measurements show, that although there are still a certain amount of improvements required on the rig, the fundamentals of the technique seem to be right. The accuracy of such system could be improved to be within nearest 1mm and 1 degree shift and tilt respectively.

The trial carried out at the two hospitals in Glasgow as well as at the University indicates that by using such the system, measurement of prostheses will be more accurate and any complications as a result of different operator handling is removed. Such measurement system is thought to be a useful tool in any prosthetic clinic or prosthetic manufacturing workshop.

INTRODUCTION

In present day prosthetic practice, prostheses are aligned using "bench" and "dynamic" alignment procedures. Bench alignment is the initial setting-up of the limb to a prescribed geometry, whereas during the dynamic alignment procedure a prosthetist observes the gait, receives feedback from amputee and using subjective judgement aims to achieve the most suitable limb geometry or "optimum alignment" for best function and comfort. Both procedures are empirical and are therefore dependent on the skills of prosthetists and technicians.

As the limb alignment configuration could not be measured with any degree of certainty it was generally assumed that the "optimum alignment" was a unique alignment for any given patient. During studies on prosthetic alignment, undertaken at the University of Strathclyde, specialised equipment to measure alignment accurately was developed and it was established that an amputee may be satisfied by a range of alignments. (Zahedi at al 1986).

Furthermore, it was demonstrated that the real "optimum" alignment may be selected from a range of acceptable alignments using biomechanical analysis (Zahedi et al 1985; Solomonodis and Spence 1989). Work is now in progress at the University of Strathclyde to develop techniques and instrumentation to assist the prosthetist in obtaining the optimum alignment.

During discussions with Limb Fitting staff and various limb manufacturers, it became evident that the availability of custom made equipment to allow the measurement of limb alignment on site would be advantageous. Recording the limb alignment configuration at various stages of manufacture would give an assurance that the desired limb geometry obtained during dynamic alignment has not been lost during manufacture or transportation. At present the alignment of a prosthesis is "gauged" by eye to an accuracy, for an A/K prosthesis, probably about ±2cm for linear shifts and ±5 degree for angular tilts. The equipment developed at the University of Strathclyde, as described by Zahedi et al (1986), was a manual bench base device that measures limb to an accuracy of within ±1mm in shift and ±1 degree in tilts. However, this equipment requires a skilled operator and it takes about 2 - 3 hours to measure the alignment of one limb. Furthermore the method necessitates the removal of the foot from the prosthesis.

Following is a progress report on the work that has been undertaken to develop equipment which would allow the measurement of below and above knee prostheses by less skilled operators under minimum supervision within a few minutes and to an acceptable accuracy. The device is based on the principles of alignment measurement already established at the University of Strathclyde.

METHODS

Definition of Alignment Parameters

It is worthwhile to restate the alignment parameters that define the geometrical alignment of a prosthesis. It should mentioned here that these parameters were defined by the Strathclyde Bioengineering Unit after consulting the existing literature and following discussions with prominent prosthetists and other workers in the field.

The alignment of a prosthesis is defined as the position (shift) and orientation (tilt) of the socket relative to the foot for the case of below knee (B/K) prosthesis and to the knee and foot in the case of an above knee (A/K) prosthesis. Figure A1 and A2 (Annex 1) illustrate the alignment parameters for a B/K and A/K prostheses. Six parameters define the alignment of a B/K and eleven parameters of an A/K prosthesis as shown in the figures A1 and A2 respectively.

Description of the Equipment

The alignment measuring rig shown in figures (1, 2 and 3) consists of an aluminium alloy framework having a horizontal base plate on to which the foot of the assembled prosthesis is attached. A vertical column supports an upper and a lower brackets for holding the socket and the shank of an above knee prosthesis or the socket of a below knee prosthesis. The column also carries two sets of linkages, an upper set which measures the position and inclination of the socket relative to the foot and a lower set (shown in fig. 2 in close up) which measures the position and inclination of the knee joint relative to the foot. The axis of the socket is determined by means of a specially designed socket axis locator (SAL). The lower linkage assembly incorporates a spring loaded pointer arrangement which locates on either side of the knee spindle. Foot toe out/in angle is determined by a plate which is able to swivel about a point (along the axis of the foot bolt) on the base plate.

The linkages contain six joints to give six degrees freedom. At every joint a transducer is attached for measurement of the rotation angle. There is also a transducer at the centre of foot plate co-ordinate axis on the base plate. This is to measure foot toe out/in angle. The output signal from the transducers are passed through analog/digital converter into an IBM microcomputer. Software program is designed to acquire the data, perform the alignment calculations and for the presentation of the results. A patient filing system is also incorporated. The operation of the software is through screen menus.

Procedure for Alignment Measurement of a Prosthesis

In order to measure the dimensions and record the configuration of a prosthesis using the Alignment Measurement Rig, the foot must firstly be secured in a reference position defined by the plane of the walking surface utilising heel blocks of appropriate heel height. The inward/outward angle of the foot is the angle between the foot axis defined by the line joining the centre of the bolt to the point on the foot furthest anterior to the bolt and the anterior-posterior axis of the rig. The position of the foot is thus set relative to the base of the measuring rig with the posterior brim of the socket parallel to the rig's transverse axis. The shank is then secured maintaining the ankle mechanism in its neutral (unloaded) position by a set of clamps attached to the frame of the device.

For B/K limb the axis of the socket is now determined by the socket axis locator (SAL) which is set to align the centres of two references planes corresponding to the centre of a plane 25mm distal to the patellar bar and the centre of a plane 25mm from the bottom of the socket. The SAL is set rotationally so that "the plane formed by one pair of its legs" is parallel to the

line of the posterior brim of the socket. SAL is attached to the frame through the linkage system, in order to fully determine the position and orientation of the socket axis in three-dimensions relative to the foot. A measure linear dimension indicating the position of the SAL relative to the linkage and the angles perceived by the transducers are input to the microcomputer via an interface and the output gives the alignment in terms of socket height, AP and ML shifts, AP and ML tilts and inward or outward rotation.

For an A/K prosthesis, when the foot and shank assembly has been set in position the knee is set into fully extended position, if necessary being extended against the end of the elastically deformable part of the mechanism frame. The SAL is then inserted into the socket in a similar way to the procedure for the B/K limb except that the upper measurement plane is defined as being 25mm below the posterior brim, with the measurement axis parallel to the posterior brim. This is a procedure for a quadrilateral type of socket and the procedure for other types requires modification. The movable calliper is next set against the centre of the ends of the knee bolt where the limb has a single flexion/extension axis. The signals from the transducers together with the linear measurement of the vertical position of the SAL reference point, are input to the microcomputer and an output is obtained corresponding to (a) socket height, ML and AP shift, ML and AP tilt and inward/outward rotation; (b) knee height, AP and ML shift, ML tilt and (c) foot toe in/out.

Calibration of The System

For the purpose of calibration and evaluation of the measurement rig, a mandrel resembling an above knee prosthesis was made (figure 3). The geometry of the mandrel is such that once it is set on the measurement rig, the main axis line of the socket section (two concentric cylinders) passes through the centre of the foot plate co-ordinate axis system, hence giving zero tilt and shift in all direction of measurement. Two asymmetric holes on the body of the mandrel resemble the axis of the knee, again there is no tilt or shift relative to the main frame co-ordinate system. The actual alignment of the mandrel and its measured dimension are given in result section of this report.

Trial Programme and Procedure

The field trial was carried out at two Hospitals in Glasgow and at the Bioengineering Unit. A number of A/K and B/K legs were measured, each leg was measured five times consecutively and before every measurement , leg was removed and repositioned in the rig. This was to check the repeatability of the system.

RESULTS

The measured alignment parameters of the mandrel is compared with its actual dimensions as shown in table 1. The offset from the actual sizes may have been caused by inaccuracies and misalignment of various components on the rig as the rig being only a prototype and certain improvement in the construction of the rig is required.

Tables 2 and 3 show typical measurements of an A/K and a B/K prostheses taken by the rig. The discrepancies as shown in the repeatability tests are in order of ±3mm and ±1.5 degree for shift and tilt respectively. Following factors may have attributed to such discrepancy;

- Supporting mechanism : The supporting brackets require further improvements to allow accurate repositioning of prosthesis on the rig,

- SAL : The correct and repeatable positioning of SAL within the socket is crucial to overall outcome of the measurement, hence this part needs to be improved.

GENERAL DISCUSSION

The trial program using the alignment measurement rig proved to be a success in many ways. It significantly reduced the average time spent by prosthetist to measure alignment of a leg prosthesis by conventional methods. Presently, by using the alignment rig, it takes on average 6 - 8 minutes for measurements of a below knee or an above knee prosthesis respectively. In using such measurement technique, prosthetists not only save time but also they are able to monitor any changes in the alignment of their patients.

The operation of the measurement system is very much in-line with the usual procedure of making a leg, hence it does not require any extra effort by operator.

The patient Data-Base system also is thought to be an excellent tool in a prosthetic clinic, long-term patient monitoring as well as instant access to the patient's file are only some of the features of a typical Data-Base system. Other feature to be included are census, calling-up and cost-control operations.

The measurement system was accepted quite well by prosthetists whom have been deprived of measuring and recording their patients alignment data. The completion of alignment measuring rig shall offer new opportunities to prosthetists to enhance their technique of aligning prostheses more effectively.

It is expected that the above improvements and possibly a general refinement of the system would enhance the present design of the rig greatly and initial objectives of the research for design of a accurate, robust and cost effective measurement system will be achieved.

TABLE 1 - Measurement of mandrel. In order to check the accuracy of the system a mandrel resembling an A/K prosthesis is measured.

ALIGNMENT PARAMETERS	ACTUAL	MEAN	δ_{5-1}	MIN	MAX	RANGE
Knee Height (mm)	600.00	600.85	0.20	600.49	601.13	0.64
A/P Shift (mm)	00.00	0.86	0.33	0.47	1.30	0.83
M/L Shift (mm)	00.00	1.63	0.01	1.62	1.63	0.01
M/L Tilt (deg)	00.00	-1.55	0.00	-1.55	-1.55	0.00
Socket Height (mm)	1000.00	1003.18	0.00	1003.03	1003.23	0.20
M/L Shift (mm)	00.00	0.18	0.34	-0.17	0.78	0.95
A/P Shift (mm)	00.00	-1.65	0.38	-2.41	-1.46	0.95
M/L Tilt (deg)	00.00	-0.69	0.04	-0.73	-0.64	0.09
A/P Tilt (deg)	00.00	1.14	0.03	1.13	1.22	0.09
Rotation (deg)	00.00	0.36	0.03	0.35	0.44	0.09
Foot toe in/out (deg)	00.00	-0.88	0.00	0.88	0.88	0.00

TABLE 2 - A typical measurement of an above knee prosthesis. Five consecutive measurements with complete re-set-up of the leg and linkages before every measurement.

ALIGNMENT PARAMETERS	MEAN	δ_{5-1}	MIN	MAX	RANGE
Knee Height (mm)	498.77	0.24	498.55	499.21	0.66
A/P Shift (mm)	16.32	0.56	15.31	16.80	1.49
M/L Shift (mm)	2.13	0.17	1.90	2.35	0.45
M/L Tilt (deg)	-1.51	0.24	-1.99	-1.30	0.69
Socket Height (mm)	869.07	1.78	866.70	871.43	4.73
M/L Shift (mm)	6.43	1.61	4.82	8.04	3.22
A/P Shift (mm)	-15.37	2.99	-11.68	-17.67	5.99
M/L Tilt (deg)	-9.29	0.27	-9.04	-9.55	0.51
A/P Tilt (deg)	-4.04	0.29	-4.38	-3.68	0.70
Rotation (deg)	6.37	0.73	7.06	4.59	2.47
Foot toe in/out (deg)	1.95	0.38	1.41	2.29	0.88

TABLE 3 - A typical measurement of a below knee prosthesis. Five consecutive measurements with complete re-set-up of the leg and linkages before every measurement.

ALIGNMENT PARAMETERS	MEAN	δ_{5-1}	MIN	MAX	RANGE
Socket Height (mm)	474.57	0.31	474.04	474.97	0.93
M/L Shift (mm)	-5.33	1.67	-3.21	-6.45	3.24
A/P Shift (mm)	7.21	0.91	5.52	9.97	4.45
M/L Tilt (deg)	-3.57	0.34	-4.05	-3.09	0.96
A/P Tilt (deg)	1.08	0.21	0.84	1.43	1.41
Foot toe in/out (deg)	1.02	0.25	0.62	1.32	0.71

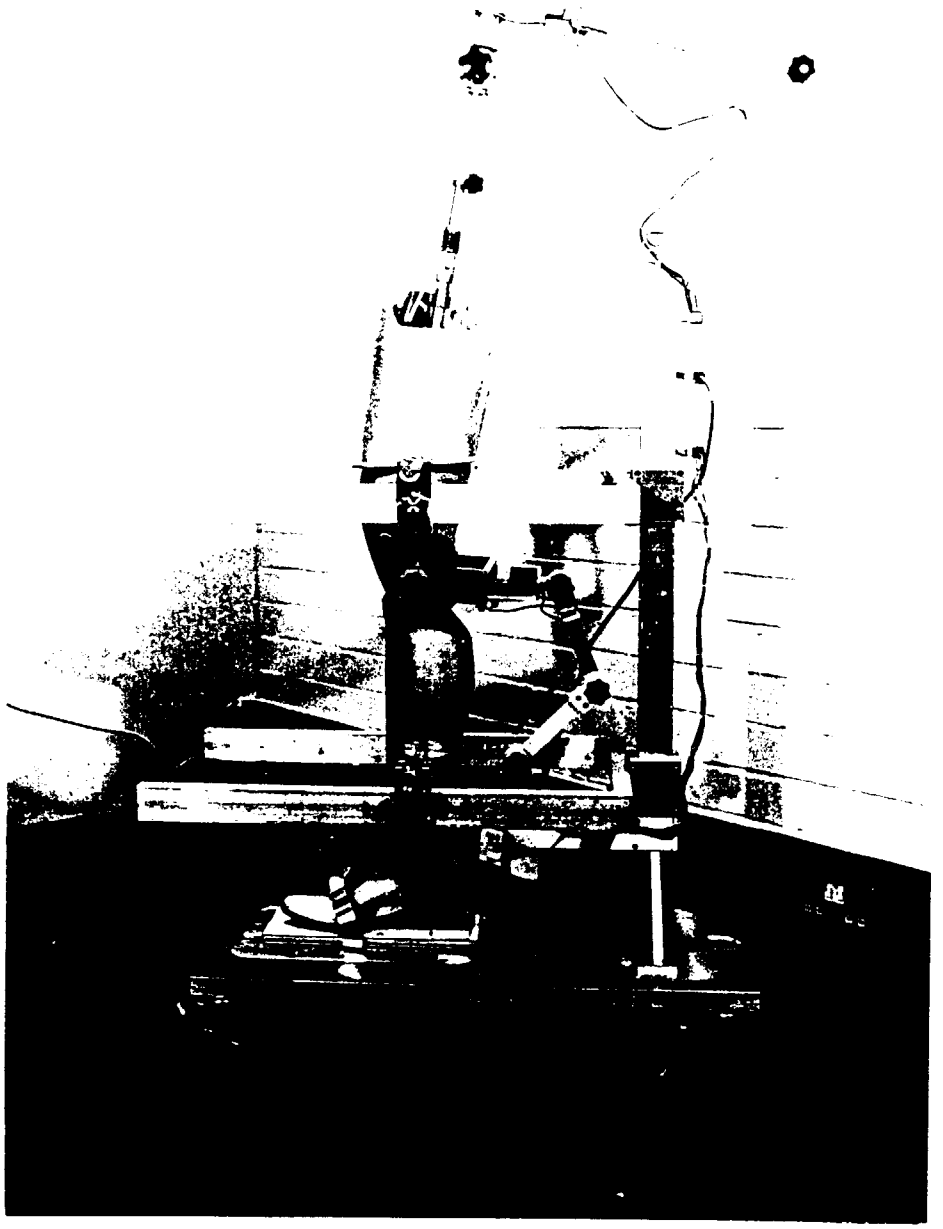

Figure 1 - The alignment measuring device and the socket axis locator.

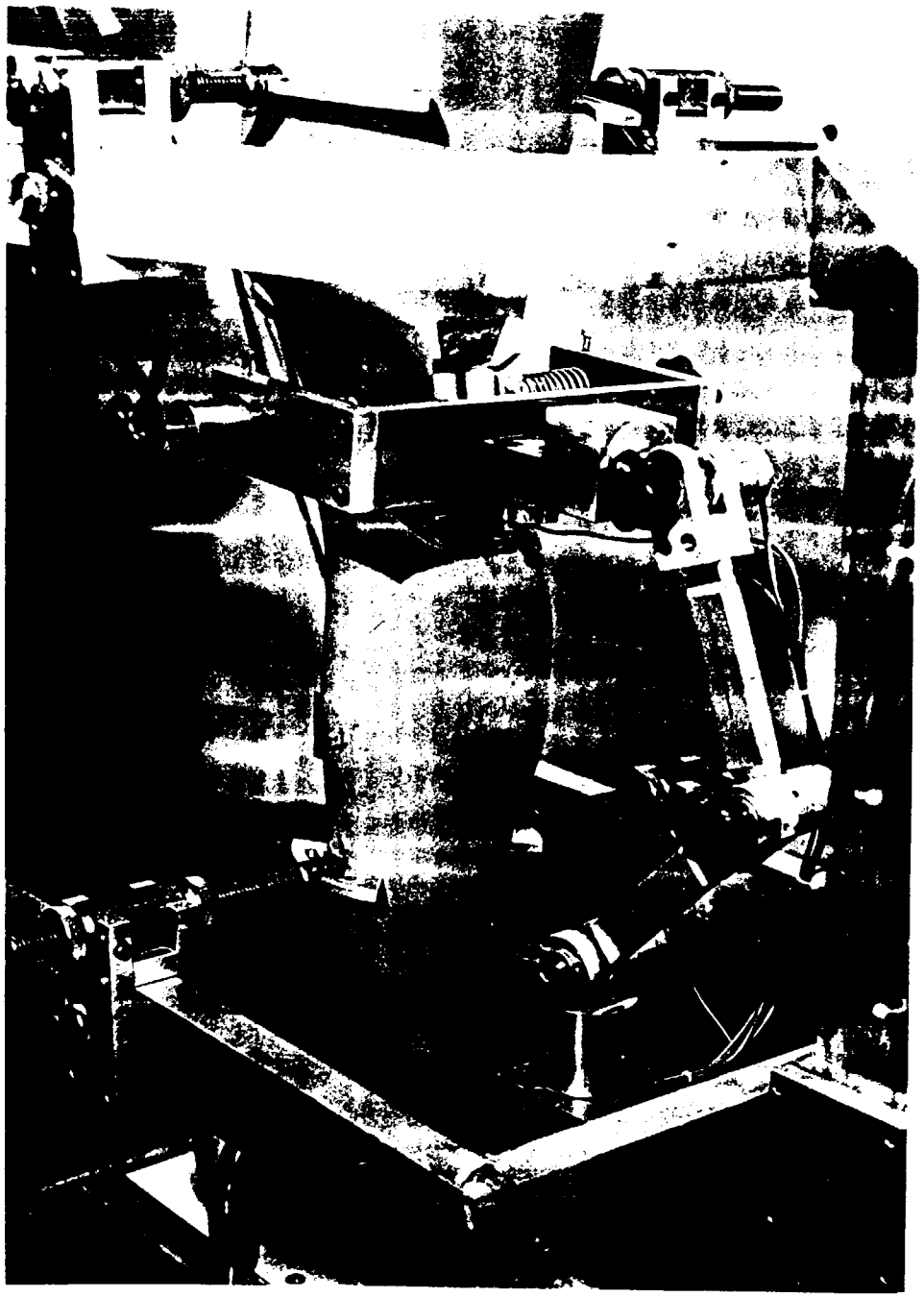

Figure 2 - The linkage mechanism and knee axis locator.

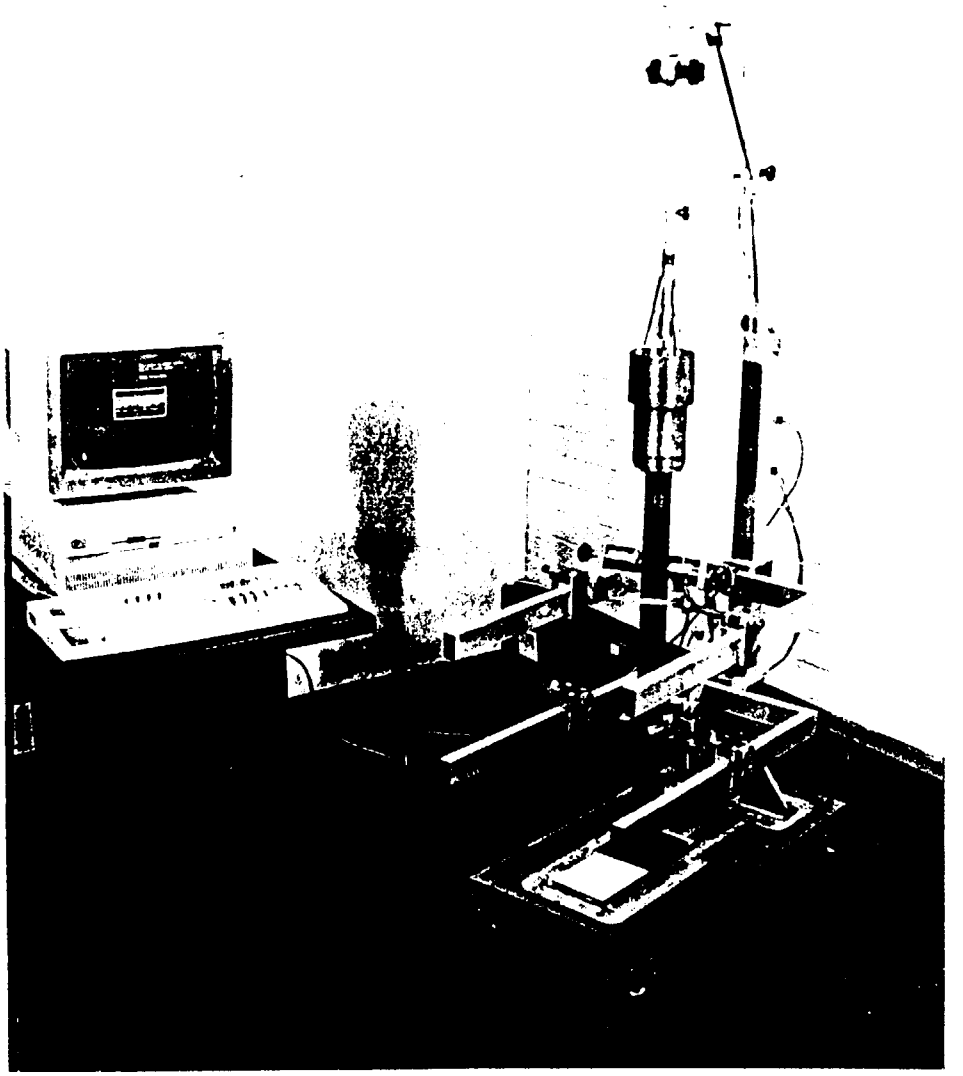

Figure 3 - Evaluation and calibration of the rig using mandrel set-up.