



جمهوری اسلامی ایران
Islamic Republic of Iran
سازمان ملی استاندارد ایران

Iranian National Standardization Organization



استاندارد ملی ایران

۲۱۹۶۳

چاپ اول

۱۳۹۵

INSO
21963
1st. Edition
2017

Identical with
ISO 10068:2012

شوک و ارتعاش مکانیکی - امپدانس
مکانیکی سیستم دست - بازوی انسان
در نقطه شروع حرکت

**Mechanical vibration and shock —
Mechanical impedance of the human
hand-arm system at the driving point**

ICS: 13.160

استاندارد ملی ایران شماره ۲۱۹۶۳: سال ۱۳۹۵

سازمان ملی استاندارد ایران

تهران، ضلع جنوب غربی میدان ونک، خیابان ولیعصر، پلاک ۲۵۹۲

صندوق پستی: ۶۱۳۹-۱۴۱۵۵ تهران - ایران

تلفن: ۵-۸۸۸۷۹۴۶۱

دورنگار: ۸۸۸۸۷۱۰۳ و ۸۸۸۸۷۰۸۰

کرج، شهر صنعتی، میدان استاندارد

صندوق پستی: ۱۶۳-۳۱۵۸۵ کرج - ایران

تلفن: ۸-۳۲۸۰۶۰۳۱ (۰۲۶)

دورنگار: ۳۲۸۰۸۱۱۴ (۰۲۶)

رایانامه: standard@isiri.org.ir

وبگاه: <http://www.isiri.gov.ir>

Iranian National Standardization Organization (INSO)

No.1294 Valiasr Ave., South western corner of Vanak Sq., Tehran, Iran

P. O. Box: 14155-6139, Tehran, Iran

Tel: + 98 (21) 88879461-5

Fax: + 98 (21) 88887080, 88887103

Standard Square, Karaj, Iran

P.O. Box: 31585-163, Karaj, Iran

Tel: + 98 (26) 32806031-8

Fax: + 98 (26) 32808114

Email: standard@isiri.org.ir

Website: <http://www.isiri.gov.ir>

به نام خدا

آشنایی با سازمان ملی استاندارد ایران

سازمان ملی استاندارد ایران به موجب بند یک ماده ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات مؤسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱ تنها مرجع رسمی کشور است که وظیفه تعیین، تدوین و نشر استانداردهای ملی (رسمی) ایران را به عهده دارد.

تدوین استاندارد در حوزه‌های مختلف در کمیسیون‌های فنی مرکب از کارشناسان سازمان، صاحب‌نظران مراکز و مؤسسات علمی، پژوهشی، تولیدی و اقتصادی آگاه و مرتبط انجام می‌شود و کوششی همگام با مصالح ملی و با توجه به شرایط تولیدی، فناوری و تجاری است که از مشارکت آگاهانه و منصفانه صاحبان حق و نفع، شامل تولیدکنندگان، مصرف‌کنندگان، صادرکنندگان و واردکنندگان، مراکز علمی و تخصصی، نهادها، سازمان‌های دولتی و غیردولتی حاصل می‌شود. پیش‌نویس استانداردهای ملی ایران برای نظرخواهی به مراجع ذی‌نفع و اعضای کمیسیون‌های مربوط ارسال می‌شود و پس از دریافت نظرها و پیشنهادهای در کمیته ملی مرتبط با آن رشته طرح و در صورت تصویب، به عنوان استاندارد ملی (رسمی) ایران چاپ و منتشر می‌شود.

پیش‌نویس استانداردهایی که مؤسسات و سازمان‌های علاقه‌مند و ذی‌صلاح نیز با رعایت ضوابط تعیین شده تهیه می‌کنند در کمیته ملی طرح، بررسی و در صورت تصویب، به عنوان استاندارد ملی ایران چاپ و منتشر می‌شود. بدین ترتیب، استانداردهایی ملی تلقی می‌شود که بر اساس مقررات استاندارد ملی ایران شماره ۵ تدوین و در کمیته ملی استاندارد مربوط که در سازمان ملی استاندارد ایران تشکیل می‌شود به تصویب رسیده باشد.

سازمان ملی استاندارد ایران از اعضای اصلی سازمان بین‌المللی استاندارد (ISO)^۱، کمیسیون بین‌المللی الکتروتکنیک (IEC)^۲ و سازمان بین‌المللی اندازه‌شناسی قانونی (OIML)^۳ است و به عنوان تنها رابط^۴ کمیسیون کدکس غذایی (CAC)^۵ در کشور فعالیت می‌کند. در تدوین استانداردهای ملی ایران ضمن توجه به شرایط کلی و نیازمندی‌های خاص کشور، از آخرین پیشرفت‌های علمی، فنی و صنعتی جهان و استانداردهای بین‌المللی بهره‌گیری می‌شود.

سازمان ملی استاندارد ایران می‌تواند با رعایت موازین پیش‌بینی شده در قانون، برای حمایت از مصرف‌کنندگان، حفظ سلامت و ایمنی فردی و عمومی، حصول اطمینان از کیفیت محصولات و ملاحظات زیست‌محیطی و اقتصادی، اجرای بعضی از استانداردهای ملی ایران را برای محصولات تولیدی داخل کشور و/یا اقلام وارداتی، با تصویب شورای عالی استاندارد، اجباری کند. سازمان می‌تواند به منظور حفظ بازارهای بین‌المللی برای محصولات کشور، اجرای استانداردهای کالاهای صادراتی و درجه‌بندی آن را اجباری کند. همچنین برای اطمینان بخشیدن به استفاده‌کنندگان از خدمات سازمان‌ها و مؤسسات فعال در زمینه مشاوره، آموزش، بازرسی، ممیزی و صدور گواهی سیستم‌های مدیریت کیفیت و مدیریت زیست‌محیطی، آزمایشگاه‌ها و مراکز واسنجی (کالیبراسیون) وسایل سنجش، سازمان ملی استاندارد این‌گونه سازمان‌ها و مؤسسات را بر اساس ضوابط نظام تأیید صلاحیت ایران ارزیابی می‌کند و در صورت احراز شرایط لازم، گواهینامه تأیید صلاحیت به آن‌ها اعطا و بر عملکرد آن‌ها نظارت می‌کند. ترویج دستگاه بین‌المللی یکاها، واسنجی وسایل سنجش، تعیین عیار فلزات گرانبها و انجام تحقیقات کاربردی برای ارتقای سطح استانداردهای ملی ایران از دیگر وظایف این سازمان است.

1- International Organization for Standardization

2- International Electrotechnical Commission

3- International Organization for Legal Metrology (Organisation Internationale de Metrologie Legals)

4- Contact point

5- Codex Alimentarius Commission

کمیسیون فنی تدوین استاندارد

«شوک و ارتعاش مکانیکی - امپدانس مکانیکی سیستم دست - بازوی انسان

در نقطه شروع حرکت»

رئیس:

سمت و/یا محل اشتغال:

شرکت سدید گستر امین تبریز

امینی زاده، اصغر
(کارشناسی مهندسی مکانیک)

دبیر:

اداره کل استاندارد استان آذربایجان شرقی

حنیفی نسب، محمدباقر
(کارشناسی مهندسی مکانیک)

اعضا: (اسامی به ترتیب حروف الفبا)

شرکت بازرسی آراد پایا کیفیت

پورمیررضا، سید حسام‌الدین
(کارشناسی مهندسی مکانیک)

آموزشگاه زبان فرا

خالقی ثانی، نیما
(کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک)

دانشگاه تبریز

رنجبر، سید فرامرز
(دکتری مهندسی مکانیک)

تراکتورسازی ایران

ستاری سوره، حسین
(کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک)

معاونت بهداشت دانشگاه علوم پزشکی تبریز

سیدان اسکویی، هوشنگ
(کارشناسی ارشد ایمنی، بهداشت و محیط زیست)

مرکز تحقیقات و تعلیمات حفاظت فنی و بهداشت کار شمال غرب کشور

علی پور، محمد حسین
(کارشناسی ارشد ایمنی، بهداشت و محیط زیست)

شرکت پیستون ایران

فرج پور، محمد حسین
(کارشناسی مهندسی مکانیک)

شرکت بازرسی مهندسی آراد پایا کیفیت

قربانی، مهدی
(کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک)

شرکت پمپیران

قنبریان، بهناز
(کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، بیومکانیک)

اعضا: (اسامی به ترتیب حروف الفبا)

سمت و/یا محل اشتغال:

شرکت بهینه‌سازان سورا	کیانفر، علی (کارشناسی مهندسی مکانیک)
مرکز تحقیقات و تعلیمات حفاظت فنی و بهداشت کار شمال غرب کشور	مساوات، علی‌رضا (کارشناسی ارشد مهندسی شیمی)
اداره کل استاندارد استان آذربایجان شرقی	مردی، مجید (کارشناسی مهندسی مکانیک)
اداره بازرسی کار استان آذربایجان شرقی	نورمحمدی اهری، هاشم (کارشناسی ارشد حقوق)
دانشگاه صنعتی سهند	نیرومند اسکویی، هانیه (دکتری مهندسی پزشکی، بیومکانیک)
شرکت سدید گستر امین تبریز	وجودی، محمد حسین (کارشناسی مهندسی مکانیک)

ویراستار:

اداره کل استاندارد استان مازندران	میری، سیده عظمت (کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی-بیومتریال)
-----------------------------------	---

فهرست مندرجات

صفحه	عنوان
ز	پیش‌گفتار
ح	مقدمه
۱	۱ هدف و دامنه کاربرد
۲	۲ اصطلاحات و تعاریف
۲	۳ امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت
۱۰	۴ قابلیت اعمال مقادیر امیدانس
۱۲	۵ کاربردها
۱۲	۱-۵ کلیات
۱۲	۲-۵ ارزیابی قابلیت انتقال مواد کشسان هنگام بارگذاری توسط سیستم دست- بازو
۱۲	۳-۵ مدل‌های سیستم دست- بازو
۱۳	۴-۵ برآورد توان جذب‌شده در سیستم دست- بازو و وابستگی فرکانس آن
۱۴	پیوست الف (الزامی) مقادیر مرجع برای جزء Z_h امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو
۱۶	پیوست ب (آگاهی‌دهنده) مدل ۱
۲۱	پیوست پ (آگاهی‌دهنده) مدل ۲
۲۶	پیوست ت (آگاهی‌دهنده) مدل ۳
۳۲	پیوست ث (آگاهی‌دهنده) مدل سیستم دست- بازوی دستکش‌دار
۳۵	پیوست ج (آگاهی‌دهنده) مثال‌هایی از وابستگی فرکانس ناشی از جذب توان ارتعاش
۳۹	پیوست چ (آگاهی‌دهنده) اندازه‌گیری امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو
۴۱	کتابنامه

پیش‌گفتار

استاندارد «شوک و ارتعاش مکانیکی - امپدانس مکانیکی سیستم دست - بازوی انسان در نقطه شروع حرکت» که پیش‌نویس آن در کمیسیون‌های مربوط بر مبنای پذیرش استانداردهای بین‌المللی/منطقه‌ای به عنوان استاندارد ملی ایران به روش اشاره شده در مورد الف، بند ۷، استاندارد ملی ایران شماره ۵ تهیه و تدوین شده، در ششصد و چهل و ششمین اجلاس کمیته ملی استاندارد مهندسی پزشکی مورخ ۹۵/۱۱/۳۰ تصویب شد. اینک این استاندارد به استناد بند یک ماده ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات مؤسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱، به عنوان استاندارد ملی ایران منتشر می‌شود.

استانداردهای ملی ایران بر اساس استاندارد ملی ایران شماره ۵ (استانداردهای ملی ایران - ساختار و شیوه نگارش) تدوین می‌شوند. برای حفظ همگامی و هماهنگی با تحولات و پیشرفت‌های ملی و جهانی در زمینه صنایع، علوم و خدمات، استانداردهای ملی ایران در صورت لزوم تجدیدنظر خواهند شد و هر پیشنهادی که برای اصلاح یا تکمیل این استانداردها ارائه شود، در هنگام تجدیدنظر در کمیسیون فنی مربوط، مورد توجه قرار خواهد گرفت. بنابراین، باید همواره از آخرین تجدیدنظر استانداردهای ملی ایران استفاده کرد.

این استاندارد ملی بر مبنای پذیرش استاندارد بین‌المللی زیر به روش «معادل یکسان» تهیه و تدوین شده و شامل ترجمه تخصصی کامل متن آن به زبان فارسی می‌باشد و معادل یکسان استاندارد بین‌المللی مزبور است:

ISO 10068:2012, Mechanical vibration and shock — Mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving point

مقدمه

امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در نقطه شروع حرکت، معیاری را برای خواص بیودینامیک کلی سیستم دست- بازو در شرایط معین فراهم می‌کند. زمانی که دست‌ها با یک ابزار یا دستگاه ارتعاشی جفت شده‌اند، رفتار دینامیکی ابزار یا دستگاه می‌تواند توسط خواص بیودینامیکی سیستم دست- بازو تحت تاثیر قرار گیرد. بنابراین، امپدانس مکانیکی می‌تواند برای کمک به طراحی یا توسعه موارد زیر به کار رود:

الف- ابزارهای توان و دستگیره‌های ابزار؛

ب- وسایل کاهش‌دهنده ارتعاش و محافظتی؛

پ- دستگاه آزمون که به‌وسیله آن ارتعاش دستگیره ابزارهای توان اندازه‌گیری می‌شود.

مقادیر امپدانس مکانیکی می‌تواند برای ایجاد مدل‌های معادل مکانیکی سیستم دست- بازو استفاده شود. مدل‌ها می‌توانند برای آنالیز ارتعاش ابزارها و وسایل ضدارتعاش، و برای راهنمایی در مورد ساخت دستگاه آزمون استفاده شوند. مدل‌ها همچنین می‌توانند برای برآورد پاسخ‌های بیودینامیکی مانند جذب توان ارتعاش و نیروهای بیودینامیکی موثر در فصل‌های مشترک دست- ابزار استفاده شوند. چنین دانشی می‌تواند برای کمک به درک مکانیزم‌های اختلالات ناشی از ارتعاش و ناراحتی، و برای کمک به توسعه توزیع‌های فرکانس برای ارزیابی این تاثیرات استفاده شود. ایجاد مقادیر نوعی برای امپدانس دست- بازوی انسان، این کاربردها را پیش‌بینی خواهد نمود.

پاسخ سیستم دست- بازو به ارتعاش، نه تنها به خواص مکانیکی دست و بازو، بلکه به جفت‌شدگی بین دست و سطح ارتعاشی وابسته است. عوامل اصلی موثر بر پاسخ به صورت زیر است:

- جهت ارتعاش با توجه به سیستم دست- بازو؛

- هندسه اقلام گرفته شده؛

- نیروهای وارد شده توسط دست روی شی؛

- نحوه قرارگیری بازو و دست؛

- تفاوت‌های منحصربه‌فرد مانند خواص بافت و ویژگی‌های اندام‌سنجی سیستم دست- بازو؛

- میزان ارتعاش، ناشی از خواص غیرخطی بافت.

نیروهای وارده توسط دست معمولاً برحسب نیروی گرفت و نیروی تغذیه توصیف می‌شود. مورد دوم معمولاً نیروی «رانش»، «فشار دادن» یا «پرس» نامیده می‌شود.

در این استاندارد، مقادیر نوعی برای امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازو اندازه‌گیری شده در نقطه شروع حرکت یک دست خالی تهیه شده است. این مقادیر از نتایج مربوط به اندازه‌گیری‌های امپدانس اجرا شده روی گروه‌هایی از نمونه‌های مذکور زنده توسط تحقیقات مختلف به دست آمده است. داده‌های ناکافی از منابع مستقل برای مشخص نمودن امپدانس‌های دست- بازو برای زنان وجود دارد.

اختلافات چشم‌گیری بین مقادیر میانگین کلی امپدانس گزارش شده در مطالعات صورت گرفته به صورت مستقل، تحت شرایط معادل از نظر اسمی وجود دارد. ارتعاشات، شکلی را تحمیل نموده‌اند که در آن امپدانس دست- بازوی استانداردسازی شده یک فرد مذکر ارائه شده است. محتمل‌ترین مقادیر مدول امپدانس و فاز به صورت تابعی از فرکانس، با حدهای بالا و پایین تعریف شده است که شامل مقادیر میانگین کلی تمامی مجموعه داده‌های پذیرفته شده در هر فرکانس می‌شود. حدها از توابع اسپلین مکعبی جزئی ساخته شده و در هر فرکانس، گستره مقادیر پذیرفته شده مربوط به امپدانس دست- بازوی یک فرد مذکر را تعریف نموده است. میانگین کلی مجموعه‌های داده پذیرفته شده، و انحراف معیار از مقدار میانگین کلی، به صورت تابعی از فرکانس تعریف شده و مقادیر هدف برای تمامی کاربردهای این استاندارد ارائه شده است. هیچ مدول یا فاز امپدانسی به صورت تابعی از فرکانس در این استاندارد ملی که دقیقاً متناظر با مقدار میانگین کلی اندازه‌گیری شده در یک بررسی تکی شامل نمونه‌های انسانی در تمامی فرکانس‌ها باشد ارائه نگردیده است.

شوک و ارتعاش مکانیکی - امپدانس مکانیکی سیستم دست - بازوی انسان در نقطه شروع حرکت

۱ هدف و دامنه کاربرد

هدف از تدوین این استاندارد، تعیین امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی نمونه مذکور انسانی در نقطه شروع حرکت است. مقادیر امپدانس، که به صورت مدول و فاز بیان می‌شود، برای سه جهت عمودی، جهات انتقالی^۱ که متناظر با محورهای x_h ، y_h و z_h سیستم مختصات گرانیگاهی^۲ است، تهیه شده است.

یادآوری ۱- سیستم مختصات گرانیگاهی در استاندارد ISO 5349 [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود] و ISO 8727 [به مرجع شماره ۵ کتابنامه مراجعه شود] تعریف شده است.

اجزای x_h ، y_h و z_h امپدانس به صورت تابعی از فرکانس، از ۱۰ Hz تا ۵۰۰ Hz برای موقعیت‌های مشخص بازو، نیروهای گرفت و تغذیه، قطره‌های دستگیره و شدت‌های تحریک تعریف شده است. اجزای امپدانس در سه جهت به صورت مستقل در نظر گرفته شده‌اند.

این استاندارد برای تعریف مقادیر نوعی امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت، قابل استفاده برای مردان تحت شرایط مشخص شده کاربرد دارد. این استاندارد به صورت موقت برای زنان نیز می‌تواند کاربرد داشته باشد.

مقادیر مرجع امپدانس مکانیکی در نقطه شروع حرکت به صورت تابعی از فرکانس برای یک نیروی گرفت و تغذیه مشخص تهیه شده است.

یادآوری ۲- به پیوست الف مراجعه شود.

این مقادیر امپدانس برای تعیین قابلیت انتقال مواد کشسان هنگامی که تحت بارگذاری توسط سیستم دست- بازو قرار دارند در نظر گرفته شده است.

نمایش‌های ریاضی سیستم دست- بازو که مقادیر میانگین کلی جرم ظاهری یا امپدانس را مدل‌سازی می‌کند تهیه شده است.

یادآوری ۳- به پیوست‌های ب تا ت مراجعه شود.

مدل دست- بازوی دستکش‌دار شرح داده شده و وابستگی فرکانس جذب توان ارتعاش در سیستم دست- بازو نیز تهیه شده است.

1 - Translatory directions

2 - Basicentric coordinate system

یادآوری ۴- به پیوست‌های ت و ج مراجعه شود.

برای کمک به انجام اندازه‌گیری‌های بعدی امیدانس مکانیکی، به‌ویژه برای شرایطی که در این استاندارد مشخص نشده است، اطلاعات مربوط به اندازه‌گیری امیدانس مکانیکی تهیه شده است.

یادآوری ۵- به پیوست چ مراجعه شود.

۲ اصطلاحات و تعاریف

در این استاندارد، اصطلاحات و تعاریف زیر به کار می‌رود:

۱-۲

امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت

Z_h

mechanical impedance of the hand-arm system at the driving point

نسبت پیچیده نیروی دینامیکی F عمل‌کننده روی سطح تماس دست و سرعت ارتعاش وارده v به دست، که با فرمول $Z_h(w) = F(w)/v(w)$ [فرمول ۱] بیان می‌شود و در آن w فرکانس ارتعاش برحسب رادیان بر ثانیه است.

یادآوری ۱- امیدانس مکانیکی می‌تواند ناشی از جرم ظاهری M_h سیستم دست- بازو باشد، که به‌صورت نسبت پیچیده نیروی دینامیکی و شتاب ارتعاش a تعریف شده و با فرمول $M_h(w) = F(w)/a(w)$ [فرمول ۲] بیان می‌شود.

یادآوری ۲- رابطه بین امیدانس مکانیکی و جرم ظاهری را می‌توان با فرمول $Z_h(w) = jw \cdot M_h(w)$ [فرمول ۳] بیان نمود که در آن

$$j = \sqrt{-1}$$

یادآوری ۳- این توابع پاسخ بیودینامیکی معمولاً پیچیده هستند، یعنی دارای بخش‌های حقیقی و موهومی می‌باشند که می‌توان به صورت مدول و فاز آن را بیان نمود.

۳ امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت

مدول و فاز امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جداول ۱ تا ۳ و (برای نمایش) در شکل‌های ۱ تا ۳ در فرکانس‌های یک‌سوم اکتاو مرکز باند، برای سه جهت عمودی تحریک آورده شده است. جهات متناظر با محورهای x_h ، y_h و z_h سیستم مختصات گرانیگاهی برای دست می‌باشند (به شکل ۵ مراجعه شود). هر جدول و شکل دارای سه مقدار مربوط به مدول و فاز در هر فرکانس، برای هر جهت حرکت است تا گستره مقادیر اندازه‌گیری شده روی دست‌های نمونه مذکور نشان داده شود. مقادیر بالا و پایین، گستره محتمل‌ترین مقادیر امیدانس را تعریف می‌کند. مقدار سوم، میانگین کلی داده‌های انسانی را

ارائه نموده و مقدار هدف برای تمامی کاربردها را تعریف می‌کند. مقادیر حد بالا و پایین در هر فرکانس، شامل مقادیر میانگین کلی مربوط به تمامی مجموعه داده‌های انتخابی است و توسط منحنی‌های پیوسته برجسته در شکل‌های ۱ تا ۳ نشان داده شده است. مقدار مرکزی در هر فرکانس، که توسط منحنی‌های خط تیره‌ای در شکل‌های ۱ تا ۳ نشان داده شده است، برآوردی از میانگین کلی تمامی مجموعه داده‌های انتخابی را فراهم نموده و مقدار هدف برای تمامی کاربردها را شکل می‌دهد.

مقادیر هدف تا سه رقم بامعنی برای اهداف محاسبه‌ای بیان شده و دقت دانش مربوط به امپدانس دست-بازو را نشان نمی‌دهد. درون‌یابی خطی برای دستیابی به مقادیر امپدانس در فرکانس‌هایی غیر از موارد فهرست شده در جداول ۱ تا ۳ مجاز است.

کاربردهایی که مقادیر امپدانس بین حدهای بالا و پایین در فرکانس را ایجاد کرده یا مورد استفاده قرار می‌دهد، الزامات این استاندارد را برآورده می‌نماید و میانگین کلی گروهی امپدانس مکانیکی دست-بازوی فرد مذکر در فرکانس یا فرکانس‌ها را ارائه می‌نماید.

در صورتی که یک کاربرد الزامات این استاندارد را تنها در فرکانس‌های معین برآورده نماید، در این صورت آن فرکانس‌ها بهتر است در تمامی توصیفات ارائه شده در مورد کاربرد بیان شوند.

یادآوری - از آنجایی که هر مجموعه داده انتخاب شده، میانگین کلی گروهی افراد شرکت‌کننده در مطالعه را نشان می‌دهد، امپدانس برای یک فرد خاص می‌تواند خارج از این حدها قرار داشته باشد.

جدول ۱- مقادیر امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت X_H

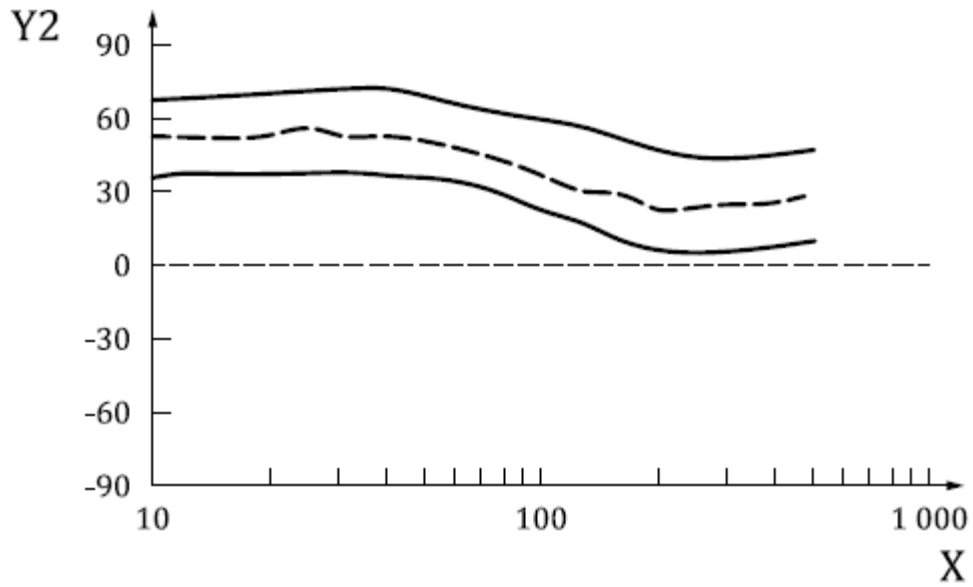
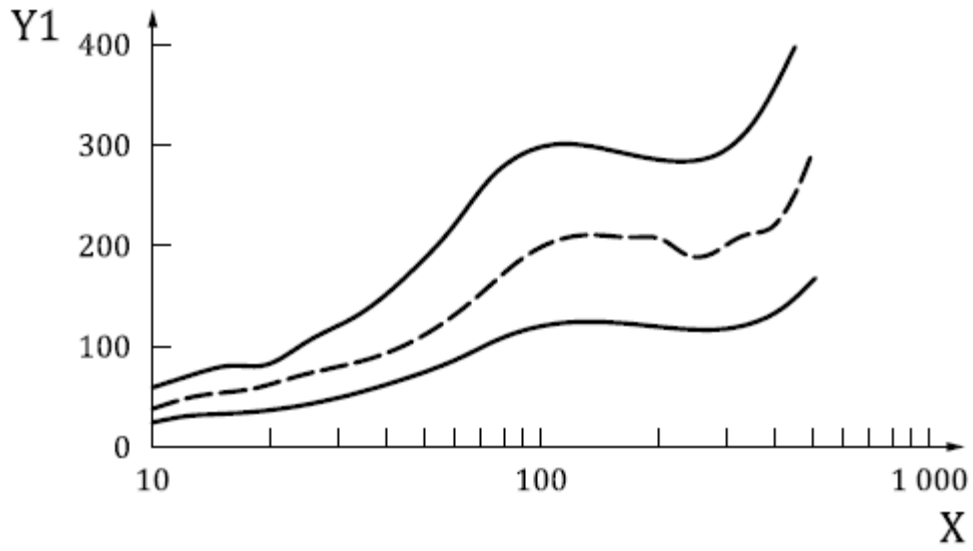
فاز (درجه)			مدول (N.s/m)			فرکانس (Hz)
حد بالایی	میانگین کلی	حد پایینی	حد بالایی	میانگین کلی	حد پایینی	
۶۸	۵۳	۳۶	۵۹	۳۸	۲۴	۱۰
۶۹	۵۳	۳۸	۷۱	۴۹	۳۰	۱۲٫۵
۷۰	۵۳	۳۸	۸۰	۵۴	۳۳	۱۶
۷۱	۵۴	۳۸	۸۴	۶۴	۳۶	۲۰
۷۲	۵۷	۳۸	۱۰۴	۷۲	۴۳	۲۵
۷۳	۵۳	۳۸	۱۲۵	۸۰	۵۱	۳۱٫۵
۷۳	۵۳	۳۷	۱۵۴	۹۵	۶۲	۴۰
۷۰	۵۱	۳۶	۱۸۹	۱۱۲	۷۴	۵۰
۶۶	۴۷	۳۳	۲۳۳	۱۴۰	۹۰	۶۳
۶۳	۴۳	۲۹	۲۸۰	۱۷۲	۱۰۹	۸۰
۶۰	۳۷	۲۳	۳۰۰	۱۹۹	۱۲۰	۱۰۰
۵۷	۳۱	۱۸	۳۰۲	۲۱۱	۱۲۴	۱۲۵
۵۲	۲۹	۱۱	۲۹۴	۲۱۰	۱۲۳	۱۶۰
۴۸	۲۳	۷	۲۸۷	۲۰۸	۱۲۰	۲۰۰
۴۵	۲۴	۶	۲۸۷	۱۸۹	۱۱۹	۲۵۰
۴۴	۲۵	۶	۳۰۲	۲۰۷	۱۲۰	۳۱۵
۴۵	۲۶	۸	۳۶۰	۲۲۴	۱۳۴	۴۰۰
۴۷	۲۹	۱۰	۴۴۲	۲۹۲	۱۶۸	۵۰۰

جدول ۲- مقادیر امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت Y_h

فاز (درجه)			مدول (N.s/m)			فرکانس (Hz)
حد بالایی	میانگین کلی	حد پایینی	حد بالایی	میانگین کلی	حد پایینی	
۵۵	۳۹	۲۰	۸۰	۵۵	۲۱	۱۰
۵۴	۳۵	۱۵	۹۰	۶۲	۲۳	۱۲٫۵
۵۲	۳۲	۱۱	۱۰۶	۷۰	۲۶	۱۶
۴۹	۳۱	۶	۱۱۹	۸۶	۳۰	۲۰
۴۴	۲۳	۱	۱۲۸	۹۶	۳۵	۲۵
۳۹	۱۸	-۶	۱۳۲	۸۸	۴۰	۳۱٫۵
۳۰	۷	-۱۲	۱۳۵	۱۰۲	۴۸	۴۰
۲۲	-۱	-۱۸	۱۳۰	۱۰۱	۵۵	۵۰
۱۶	-۲	-۲۲	۱۱۷	۹۳	۶۱	۶۳
۱۰	-۵	-۲۳	۱۰۶	۸۶	۶۴	۸۰
۷	-۹	-۲۳	۱۰۶	۸۶	۶۳	۱۰۰
۶	-۱۱	-۲۲	۱۰۶	۸۰	۶۰	۱۲۵
۷	-۷	-۱۹	۱۰۷	۷۷	۵۴	۱۶۰
۹	-۶	-۱۶	۱۰۸	۷۱	۴۹	۲۰۰
۱۷	۰	-۱۱	۱۱۰	۶۷	۴۵	۲۵۰
۳۰	۸	-۷	۱۱۳	۶۹	۴۵	۳۱۵
۴۵	۱۶	-۴	۱۱۸	۷۱	۵۱	۴۰۰
۵۶	۲۲	۱	۱۳۴	۷۹	۶۶	۵۰۰

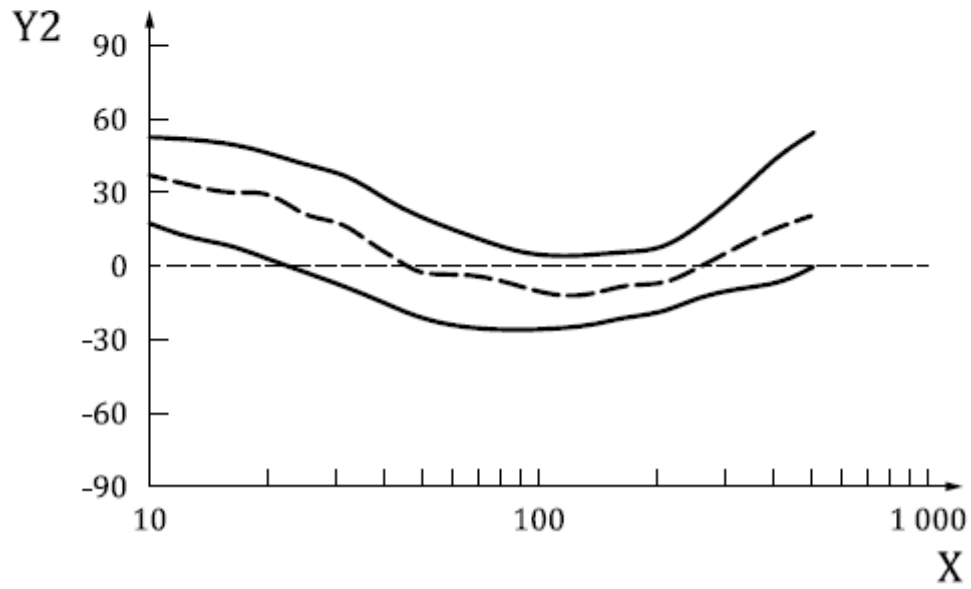
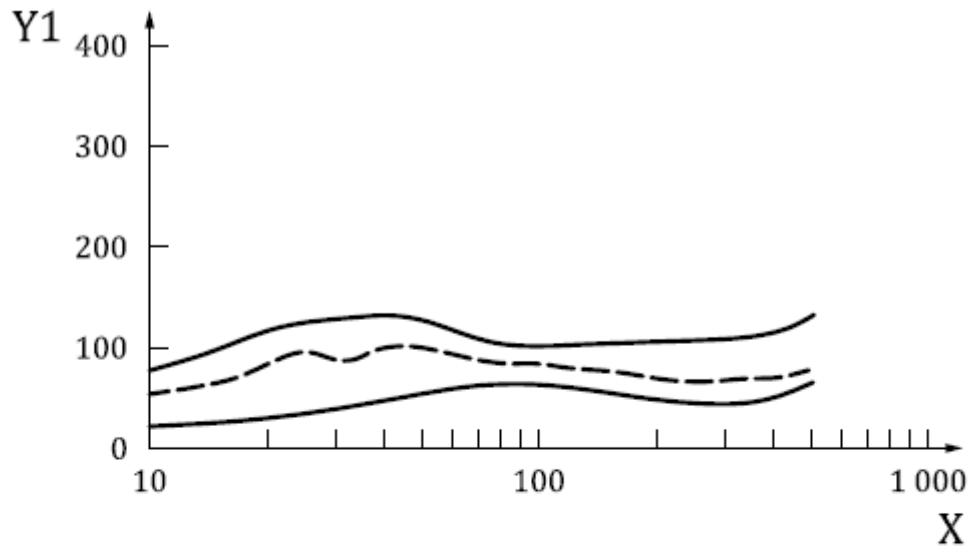
جدول ۳- مقادیر امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت Z_1 -

فاز (درجه)			مدول (N.s/m)			فرکانس (Hz)
حد بالایی	میانگین کلی	حد پایینی	حد بالایی	میانگین کلی	حد پایینی	
۴۵	۲۹	۱۵	۲۰۰	۱۴۵	۱۲۰	۱۰
۴۶	۲۹	۱۰۰	۲۲۵	۱۴۹	۸۰	۱۲٫۵
۴۸	۳۱	۵	۲۵۰	۱۸۱	۱۳۳	۱۶
۴۹	۳۱	۰	۳۲۵	۲۱۷	۱۴۱	۲۰
۴۴	۲۶	۰	۳۶۱	۲۶۶	۲۰۰	۲۵
۲۷	۱۶	-۲	۳۶۵	۳۱۱	۲۷۵	۳۱٫۵
۶	-۱	-۱۳	۳۵۸	۳۱۵	۲۴۰	۴۰
۳	-۱۳	-۳۳	۳۲۱	۲۶۳	۲۲۰	۵۰
۱	-۱۵	-۴۷	۲۸۵	۲۱۶	۱۴۰	۶۳
-۲	-۱۱	-۳۷	۲۴۰	۱۷۰	۹۵	۸۰
۶	-۱	-۱۲	۲۳۹	۱۵۸	۸۵	۱۰۰
۲۰	۶	-۵	۲۴۰	۱۵۶	۱۰۰	۱۲۵
۳۰	۱۶	۵	۲۴۷	۱۶۳	۱۰۸	۱۶۰
۳۴	۲۱	۱۰	۲۷۱	۱۸۴	۱۱۳	۲۰۰
۲۹	۲۱	۱۳	۳۲۰	۲۱۲	۱۵۰	۲۵۰
۳۰	۲۰	۵	۳۶۳	۲۳۵	۱۵۰	۳۱۵
۳۲	۲۱	۲	۳۶۵	۲۴۳	۱۹۰	۴۰۰
۳۰	۲۱	۷	۳۶۲	۲۵۴	۱۸۵	۵۰۰



راهنما
 X فرکانس (Hz)
 Y1 مدول (N.s/m)
 Y2 فاز (درجه)

شکل ۱- مقادیر مربوط به امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت X_1 (طرح وار)



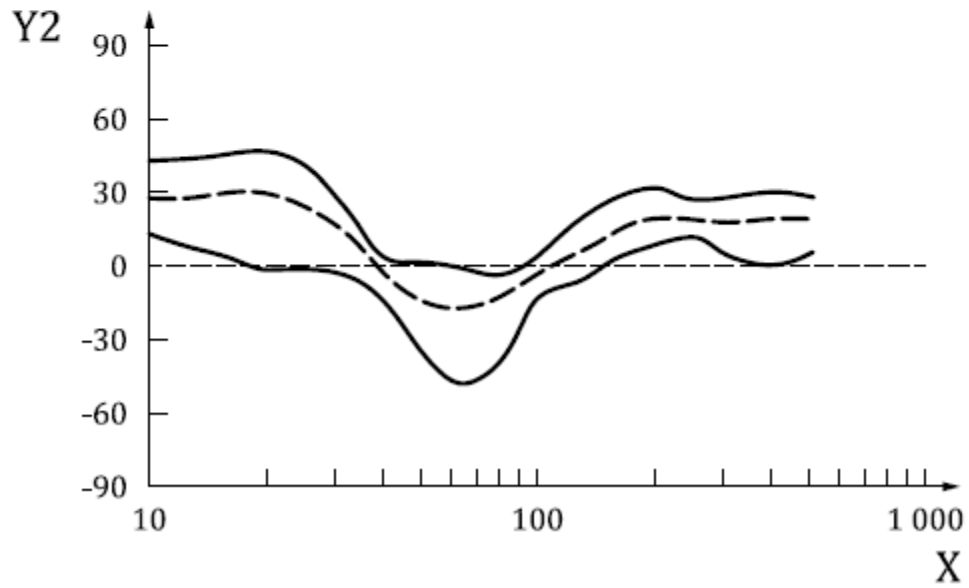
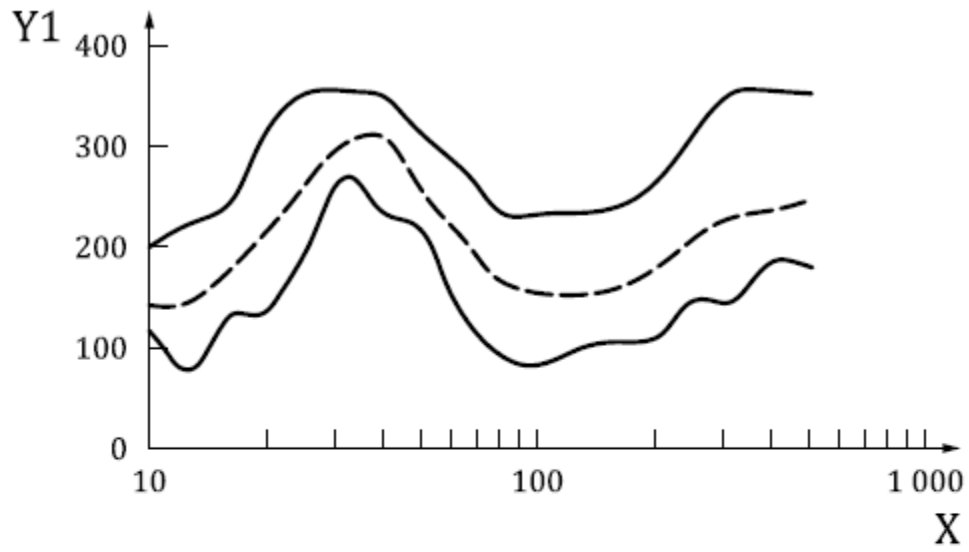
راهنما

X فرکانس (Hz)

Y1 مدول (N.s/m)

Y2 فاز (درجه)

شکل ۲- مقادیر مربوط به امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت Y_1 (طرح وار)



راهنما
 X فرکانس (Hz)
 Y1 مدول (N.s/m)
 Y2 فاز (درجه)

شکل ۳- مقادیر مربوط به امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت Z_0 (طرح وار)

۴ قابلیت اعمال مقادیر امپدانس

مقادیر امپدانس برای افراد مذکور تحت شرایط زیر کاربرد دارد که تمامی این شرایط باید برآورده شود. حدود قابلیت اعمال به صورت تقریبی متناظر با گستره مربوط به شرایط اندازه‌گیری است که داده‌ها روی آن گستره به دست آمده است.

الف- موقعیت بازو نسبت به نیم‌تنه بالایی در گستره‌های تعریف شده در شکل ۴ قرار می‌گیرد.

ب- مچ دست در موقعیت خنثی قرار دارد که این موقعیت شامل خمش یا کشش مطابق با شکل ۵ نیست (رواداری $\pm 15^\circ$).

پ- دست خالی، دستگیره‌ای را گرفته که قطری بین ۱۹ mm تا ۴۵ mm دارد. مقادیر امپدانس برای دستگیره‌های با سطوح مقطع غیردایره‌ای کاربرد دارد، به شرطی که بزرگ‌ترین و کوچک‌ترین ابعاد سطح مقطع بین ۱۹ mm و ۴۵ mm باشد.

ت- نیروی گرفت دست بین ۲۵ N و ۵۰ N است. نیروی تغذیه اعمالی توسط دست بزرگ‌تر از ۵۰ N نیست.

یادآوری ۱- مقادیر امپدانس عمدتاً بر پایه داده‌های به دست آمده از دست راست است و می‌تواند به صورت موقتی برای دست چپ نیز مورد استفاده قرار گیرد.

یادآوری ۲- مقادیر امپدانس به صورت موقت می‌توانند برای زنان نیز کاربرد داشته باشند. پژوهش نشان داده که مدول امپدانس برای زنان تا ۲۰٪ کمتر از مقادیر متناظر برای مردان است.

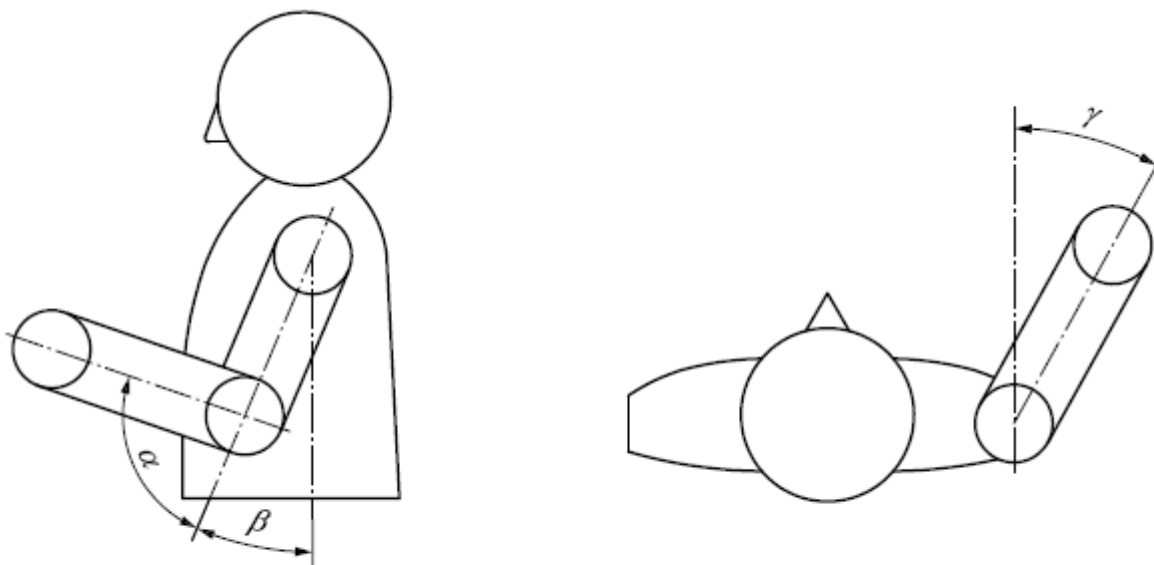
یادآوری ۳- گزارش شده است که افزایش در نیروی گرفت منجر به افزایش مدول امپدانس، به ویژه در فرکانس‌های بیشتر از ۵۰ Hz می‌شود.

یادآوری ۴- به نظر می‌رسد مدول و فاز امپدانس به صورت قابل توجه تحت تاثیر نیروی تغذیه در فرکانس‌های بالاتر از ۱۰۰ Hz قرار نمی‌گیرد. افزایش در مدول امپدانس با نیروی تغذیه افزایش یافته در فرکانس‌هایی پایین‌تر گزارش شده است. می‌توان انتظار داشت مقادیر به میزان کمتر از ۱۰٪ برای نیروهای تغذیه تا ۱۰۰ N تغییر کند.

یادآوری ۵- امپدانس به صورت جزئی می‌تواند توسط میزان شتاب دستگیره، به ویژه زمانی که اجزای غالب ارتعاش، فرکانس‌های کمتر از ۱۰۰ Hz است، تحت تاثیر قرار گیرد. اعتقاد بر این است که مقادیر بیان شده در این استاندارد برای شتاب‌های r.m.s توزیع نشده تا ۵۰ m/s² در گستره فرکانس ۱۰ Hz تا ۵۰۰ Hz کاربرد داشته باشد.

یادآوری ۶- انتظار می‌رود استفاده از پوشش، به صورت جزئی امپدانس فرکانس پایین (کمتر از ۲۵ Hz) را افزایش دهد. مقادیر امپدانس در آزمایشگاه‌های مختلف در دمای اتاق و زمانی که نمونه‌ها لباس کار معمولی پوشیده اندازه‌گیری شده است.

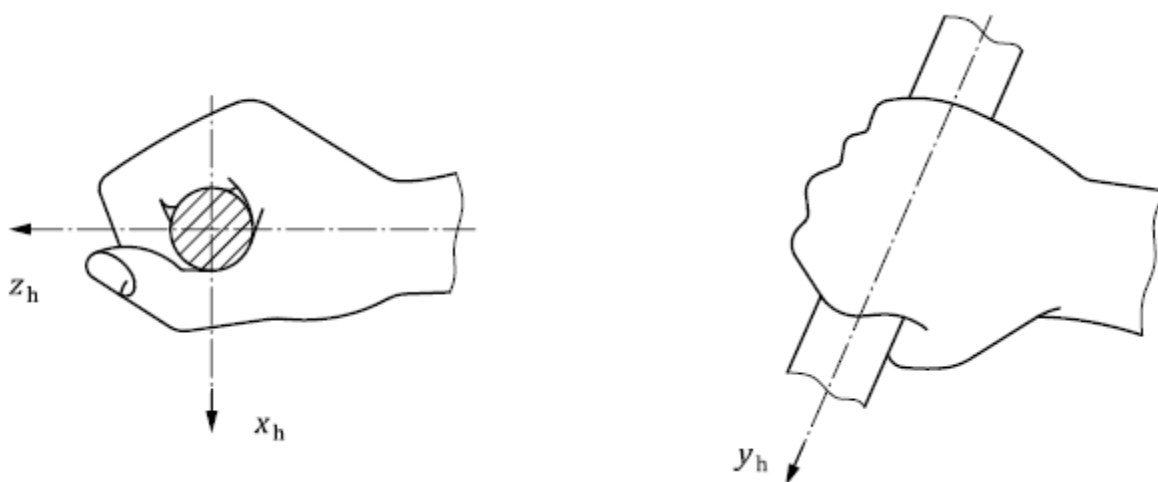
یادآوری ۷- عموماً پوشیدن دستکش، امپدانس یا جرم ظاهری در فرکانس‌های پایین (کمتر از ۲۵ Hz) را افزایش می‌دهد. اما می‌تواند باعث کاهش امپدانس در فرکانس‌های بالاتر شود.



$$15^\circ < \alpha < 120^\circ; \quad -15^\circ < \beta < 75^\circ; \quad -15^\circ < \gamma < 15^\circ; \quad \alpha + \beta < 120^\circ$$

یادآوری - هنگام اندازه‌گیری در جهت ساعت‌گرد، علامت زاویه‌ها مثبت است.

شکل ۴ - گستره‌های مربوط به موقعیت‌های مجاز بازو



یادآوری ۱- مبدا: مرکز یا نقطه میانی محور دستگیره مورد استفاده برای اندازه‌گیری توابع پاسخ بیودینامیکی سیستم دست - بازو
 یادآوری ۲- جهت‌گیری: محور z_h محور کاربردی اصلی دستگیره مورد استفاده را تقریب می‌زند. این محور از مبدا دستگیره عبور کرده و زمانی که میچ دست در موقعیت خنثی قرار دارد، با خط مرکزی ساعد موازی بوده یا هم‌تراز است. محور y_h در راستای خط مرکزی دستگیره قرار دارد و محور x_h از مبدا عبور کرده و به صورت متقابل بر محورهای y_h و z_h عمود است.

شکل ۵ - سیستم مختصات گرانیگاهی برای اندازه‌گیری توابع پاسخ بیودینامیکی سیستم دست - بازو

۵ کاربردها

۱-۵ کلیات

امپدانس مکانیکی کل سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت، جمع برداری امپدانس توزیع شده در فصل مشترک دست- شی است. در طراحی و آنالیز بسیاری از ابزارها و دستگیره‌های ضدارتعاش، احتمال می‌رود امپدانس کلی مدنظر باشد و مقادیر امپدانس فهرست شده در جداول ۱ تا ۳ می‌تواند به صورت مستقیم مورد استفاده قرار گیرد. مقدار مضاعف امپدانس در هر فرکانس می‌تواند در صورتی مورد استفاده قرار گیرد که هر دو دست روی شی ارتعاشی با نحوه قرار گرفتن مشابه دست- بازو و شرایط اثر متقابل جفت شده باشند.

در برخی موارد، مانند برآوردهای مربوط به قابلیت انتقال ارتعاش یک دستکش ضدارتعاش در کف دست و ورودی توان به کف دست، تنها بخشی از امپدانس توزیع شده در اثر متقابل یا پاسخ نقش دارد. تنها امپدانس توزیع شده در محل به صورت موثر در پاسخ موردنظر باید در کاربردها به کار گرفته شود.

۲-۵ ارزیابی قابلیت انتقال مواد کشسان هنگام بارگذاری توسط سیستم دست- بازو

مقادیر مرجع برای جزء z_h امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت و توزیع آن در کف دست و انگشتان در پیوست الف به صورت تابعی از فرکانس برای نیروی گرفت 30 N ، نیروی تغذیه 50 N و زاویه آرنج 90° ارائه شده است. مقادیر امپدانس برای ارزیابی قابلیت انتقال مواد کشسان، هنگامی که تحت بارگذاری سیستم دست- بازو هستند (جزئیات در استاندارد ISO 13573 آورده شده است) به مرجع شماره ۷ کتابنامه مراجعه شود) تهیه شده است. برای مقایسه قابلیت انتقال با مقدار پیش‌بینی شده با روش تعریف شده در استاندارد ISO 10819 [به مرجع شماره ۶ کتابنامه مراجعه شود]، امپدانس توزیع شده در کف دست باید استفاده شود.

زمانی که چقرمگی، میرایی و جرم معادل از ماده کشسان اندازه‌گیری شده یا برآورد می‌شود، قابلیت انتقال ارتعاش ماده در انگشتان و کف دست می‌تواند با استفاده از روش مدل‌سازی شرح داده شده در پیوست ث نیز برآورد شود.

۳-۵ مدل‌های سیستم دست- بازو

مدل‌های سیستم دست- بازو که با اصول ارائه شده در این استاندارد مطابقت دارد در پیوست‌های ب تا ت آورده شده است. مدل‌ها دارای درجات مختلف پیچیدگی برای کاربردهای مختلف هستند. پیوست‌های ب تا ت برای تسهیل مدل‌سازی ریاضی و ساخت مشابه مکانیکی سیستم دست- بازو برای استفاده در دستگاه آزمون تهیه شده است.

یادآوری ۱- انتخاب تابع بیودینامیکی (امپدانس مکانیکی یا جرم ظاهری) برای توسعه مدل، در وهله اول به نوع کاربرد بستگی دارد. از آنجایی که نیروی دینامیکی به صورت مستقیم با جرم ظاهری در ارتباط است، استفاده از جرم ظاهری، زمانی که اثر

متقابل نیروی دینامیکی اولویت نخست است، مناسب‌تر است. با توجه به این که جرم ظاهری عموماً با افزایش در فرکانس، کاهش می‌یابد، مدل معادل مکانیکی براساس جرم ظاهری، به پاسخ فرکانس پایین اهمیت می‌دهد. بنابراین، مدل‌های برپایه جرم ظاهری برای طراحی، آنالیز و مورد آزمون قرار دادن ابزارها و وسایل ضدارتعاش مناسب‌تر است. از سوی دیگر، مدل‌های برپایه امپدانس برای برآورد توان جذب شده ارتعاش مناسب‌تر است، زیرا امپدانس به صورت مستقیم با جذب توان ارتعاش در ارتباط است.

یادآوری ۲- مدل‌های بیودینامیکی می‌توانند به صورت موقت برای پیش‌بینی امپدانس دست- بازو تا ۱ kHz استفاده شوند.

۴-۵ برآورد توان جذب شده در سیستم دست- بازو و وابستگی فرکانس آن

توان مکانیکی P_h جذب شده در سیستم دست- بازو در هر فرکانس w را می‌توان از بخش حقیقی امپدانس مکانیکی $Re Z_h$ و شتاب ارتعاش وارده a به دست به صورت زیر برآورد نمود:

$$P_h(w) = ReZ_h(w) \left[\frac{a(w)}{w} \right]^2 \quad (۴)$$

وابستگی فرکانس w_p جذب توان ارتعاش در باندهای یک سوم اکتاو به صورت زیر بیان می‌شود:

$$w_p(w) = 0,958 \frac{\sqrt{ReZ_h(w)}/w}{\sqrt{ReZ_h(w_{Ref})}/w_{Ref}} \quad (۵)$$

که در آن w_{Ref} فرکانس مرجع برای نرمالیزه کردن و ۰٫۹۵۸، بیشینه توزیع در فرکانس‌های مرکز باند یک سوم اکتاو طبق استاندارد ISO 5349-1 [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود] است.

یادآوری- فرض بر آن است که سیستم دست- بازو در این برآوردها یک سیستم خطی است، اما سیستم در حقیقت غیرخطی است. بنابراین، این فرض می‌تواند خطاهایی را در پی داشته باشد. وابستگی‌های فرکانس برآورد شده می‌تواند تنها برای شناسایی گرایش اصلی جذب توان به صورت تابعی از فرکانس استفاده شود.

توان جذب شده در زیرساختار P_s را می‌توان از یک مدل برای طیف جذب مشخص برآورد نمود. وابستگی فرکانس زیرساختار- جذب توان ویژه w_{ps} را می‌توان از فرمول زیر برآورد نمود:

$$w_{ps}(w) = 0,958 \frac{\sqrt{P_s(w)}/a(w)}{\sqrt{P_s(w_{Ref})}/a(w_{Ref})} \quad (۶)$$

مثال‌هایی از وابستگی فرکانس در پیوست ج آورده شده است.

پیوست الف

(الزامی)

مقادیر مرجع برای جزء z_h امپدانس مکانیکی سیستم دست - بازو

مقادیر مرجع برای جزء z_h امپدانس مکانیکی در جدول الف-۱ به صورت تابعی از فرکانس از ۱۰ Hz تا ۵۰۰ Hz آمده است. مقادیر اندازه‌گیری‌های امپدانس از روی نمونه‌های مذکور انسان به دست آمده و برای ارزیابی قابلیت انتقال مواد کشسان هنگام قرار گرفتن تحت بارگذاری توسط سیستم دست-بازو در نظر گرفته شده است (جزئیات در استاندارد ISO 13753 آورده شده است [به مرجع شماره ۷ کتابنامه مراجعه شود]). درونیابی خطی برای دستیابی به مقادیر امپدانس، غیر از موارد فهرست شده در جدول الف-۱ مجاز است. مقادیر مجاز امپدانس برای نمونه‌های مذکور انسانی تحت شرایط اندازه‌گیری زیر که باید همگی این شرایط برآورده شده باشند، قابل استفاده است:

الف- زاویه آرنج 90° است (رواداری $(\pm 15^\circ)$)، به گونه‌ای که موقعیت بازو نسبت به نیم‌تنه بالایی در گستره‌های تعریف شده در شکل ۴، تحت شرایط ب، پ و ت قرار می‌گیرد.

ب- مچ دست در موقعیت خنثی (رواداری $(\pm 15^\circ)$) مطابق با شکل ۵ قرار دارد.

پ- دست یک دستگیره‌ای به قطر بین ۱۹ mm تا ۴۵ mm را می‌گیرد. مقادیر مرجع برای دستگیره‌هایی با سطوح مقطع غیردایره‌ای قابل استفاده است، به شرطی که بزرگ‌ترین و کوچک‌ترین سطوح مقطع بین ۱۹ mm و ۴۵ mm باشند.

ت- نیروی گرفت $N (30 \pm 5)$ است و نیروی تغذیه $N (50 \pm 8)$ است.

یادآوری- این شرایط اندازه‌گیری با شرایط الزام شده برای آزمون دستکش ضدارتعاش تعریف شده در استاندارد ISO 10819 [به مرجع شماره ۶ کتابنامه مراجعه شود] قابل مقایسه است.

جدول الف-۱- مقادیر مرجع امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازو در نقطه شروع حرکت در جهت z_h و در انگشتان و کف دست

انگشتان		کف دست		دست		فرکانس (Hz)
فاز (درجه)	مدول (N.s/m)	فاز (درجه)	مدول (N.s/m)	فاز (درجه)	مدول (N.s/m)	
۳۷	۳۲	۲۵	۱۱۲	۲۹	۱۴۵	۱۰
۴۰	۳۵	۲۶	۱۲۳	۲۹	۱۴۹	۱۲٫۵
۴۳	۴۲	۲۸	۱۴۱	۳۱	۱۸۱	۱۶
۴۴	۵۱	۲۷	۱۶۶	۳۱	۲۱۷	۲۰
۴۱	۶۳	۲۳	۲۰۱	۲۶	۲۶۶	۲۵
۳۲	۷۶	۱۱	۲۳۸	۱۶	۳۱۱	۳۱٫۵
۱۸	۷۸	-۷	۲۴۱	-۱	۳۱۵	۴۰
۱۲	۶۹	-۲۰	۲۰۶	-۱۳	۲۶۳	۵۰
۱۵	۶۱	-۲۶	۱۶۵	-۱۵	۲۱۶	۶۳
۲۴	۵۹	-۲۶	۱۳۴	-۱۱	۱۷۰	۸۰
۳۴	۶۴	-۲۲	۱۱۵	-۱	۱۵۸	۱۰۰
۴۰	۷۶	-۱۶	۱۰۳	۶	۱۵۶	۱۲۵
۴۲	۹۶	-۹	۹۴	۱۶	۱۶۳	۱۶۰
۳۹	۱۱۶	-۲	۹۰	۲۱	۱۸۴	۲۰۰
۳۳	۱۳۴	۵	۸۹	۲۱	۲۱۲	۲۵۰
۲۵	۱۴۲	۱۴	۸۹	۲۰	۲۳۵	۳۱۵
۲۰	۱۴۱	۲۲	۹۳	۲۱	۲۴۳	۴۰۰
۱۹	۱۳۷	۳۱	۹۹	۲۱	۲۵۴	۵۰۰

پیوست ب

(آگاهی‌دهنده)

مدل ۱

شکل ب-۱، یک مدل معادل مکانیکی با دو درجه آزادی (2-DOF)^۱ را نشان می‌دهد. پیکربندی کلی مشابه برای هر یک از سه جهت استفاده شده است. به دلیل سادگی، این مدل برای طراحی و ساخت دستگاه آزمون ابزار، در مواردی که نیروی دینامیکی پاسخ کل سیستم دست-بازو در اولویت اول قرار دارد، مناسب است. با توجه به این که نیروی دینامیکی به صورت مستقیم با جرم ظاهری سیستم دست-بازو در ارتباط است، پارامترهای مدل از مقادیر جرم ظاهری استخراج شده از مقادیر میانگین کلی امیدانس فهرست شده در جداول ۱ تا ۳ با استفاده از فرمول ۳ تعیین می‌شود (به یادآوری ۲ تعریف ۲-۱ مراجعه شود). مقادیر مختلف پارامترهای مدل فهرست شده در جدول ب-۱، برای هر جهت استفاده شده است تا مقادیر امیدانس نشان داده شده در شکل‌های ب-۲، تا ب-۴، به دست آید.

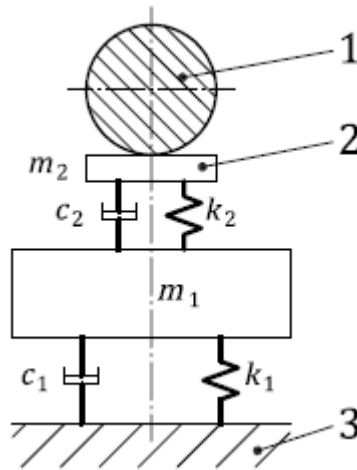
در این مدل با دو درجه آزادی (2-DOF)، جرم‌ها، فنرها و میراکننده‌ها با ساختارهای فیزیولوژیکی درون سیستم دست-بازو مطابقت ندارند.

جدول ب-۱- مقادیر برای پارامترهای مدل ۱

جهت ارتعاش			واحد	پارامتر
z_h	y_h	x_h		
۱٫۲۴۵۸	۰٫۵۳۷۴	۰٫۵۴۷۹	kg	m_1
۰٫۰۷۴۲	۰٫۰۱۰۰	۰٫۰۳۹۱	kg	m_2
۱۰۰۰	۴۰۰	۴۰۰	N/m	k_1
۵۰۰۰۰	۱۷۶۴۸	۰	N/m	k_2
۱۰۸٫۱	۳۸٫۳	۲۲٫۵	N.s/m	c_1
۱۴۲٫۴	۷۵٫۵	۲۰٫۲۶	N.s/m	c_2

یادآوری- در حالی که مدل می‌تواند به آسانی برای تمامی آنالیزهای مدل‌سازی استفاده شود، ساخت یک دستگاه آزمون که مطابق با الزامات مربوط به تمامی پارامترها در این سه جهت باشد دشوار است. البته، ساخت یک دستگاه آزمون برپایه مدل در جهت z_h امکان‌پذیر است، که برای آزمون‌های بسیاری از ابزارها از بیشترین اهمیت برخوردار است. جزء جرم کوچک m_2 و چقرمگی بزرگ k_2 و اجزای میرایی c_2 به خواص دینامیکی بافت دست (کف دست و انگشتان) پاسخ می‌دهند، که می‌تواند به صورت فیزیکی با استفاده از قطعه لاستیکی یا ماده کشسان یا ترکیبی از آنها شبیه‌سازی شود.

1 - Two-degrees-of-freedom



راهنما

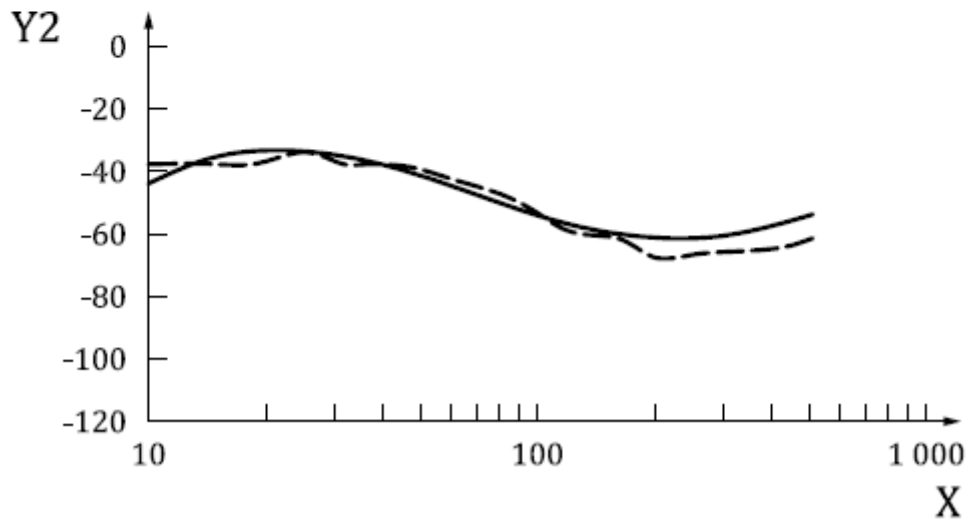
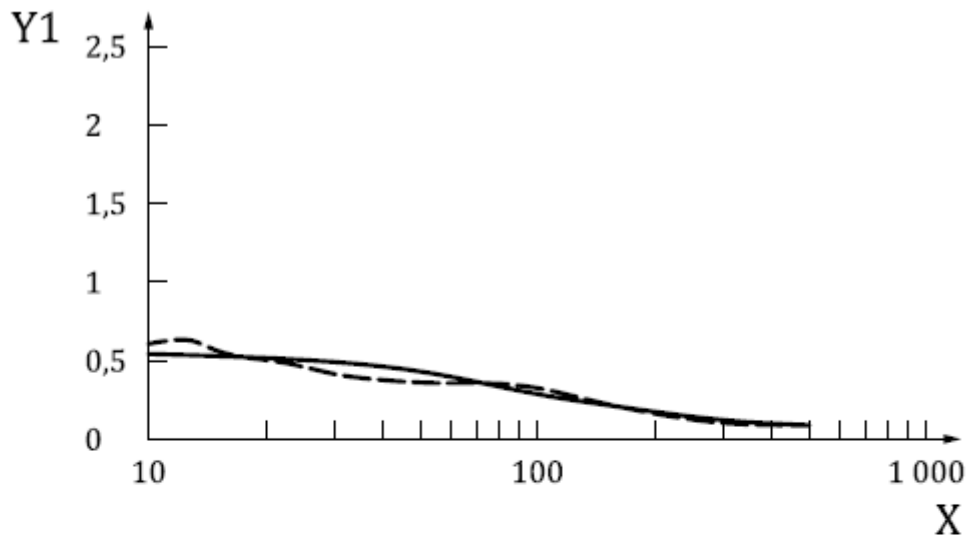
1 دست

2 سطح تماس

3 بدنه بالایی

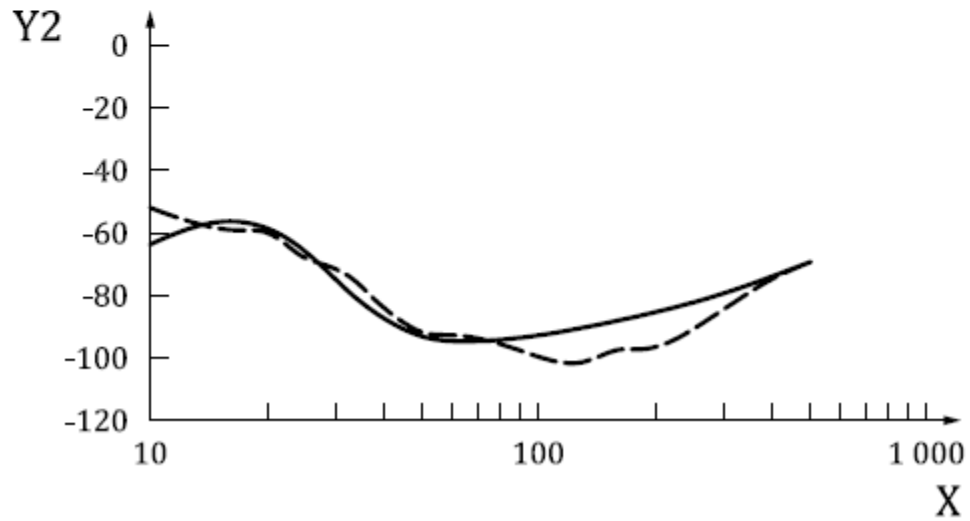
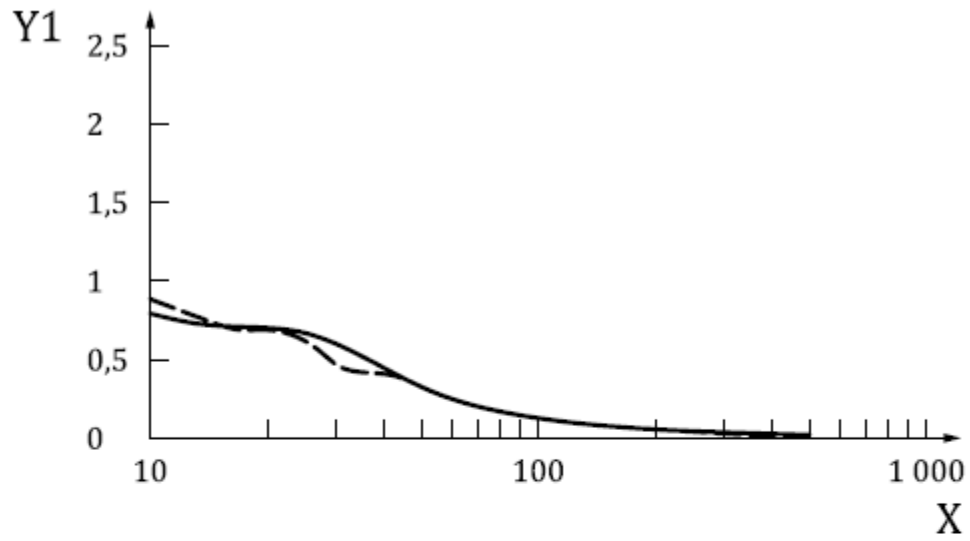
یادآوری - در این مدل با دو درجه آزادی (2-DOF)، جرم‌ها، فنرها و میراکننده‌ها با ساختارهای فیزیولوژیکی درون سیستم دست- بازو مطابقت ندارند.

شکل ب-۱- یک مدل معادل مکانیکی 2-DOF از سیستم دست- بازو



راهنما
 X فرکانس (Hz)
 Y1 جرم ظاهری (kg)
 Y2 فاز (درجه)

شکل ب-۲- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط نقطه- چین) جرم ظاهری سیستم دست- بازوی انسان در جهت X_h



راهنما

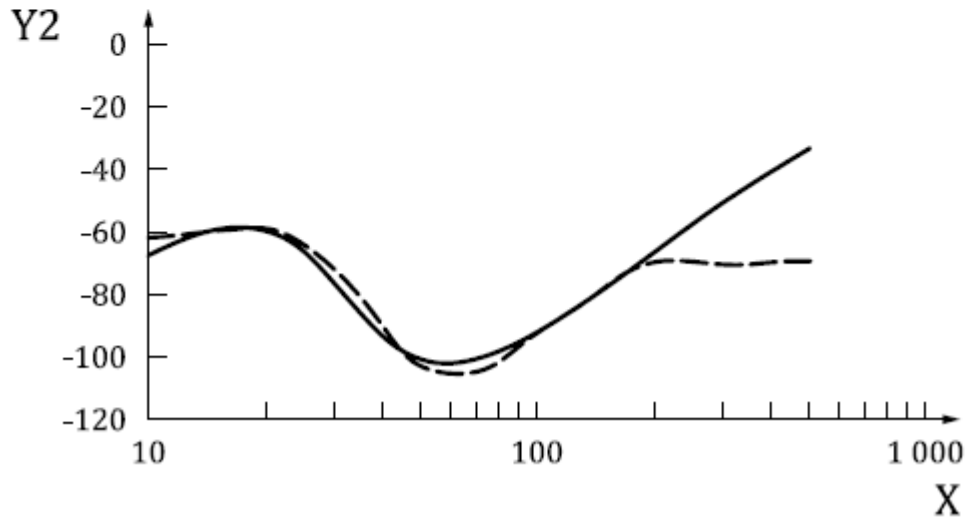
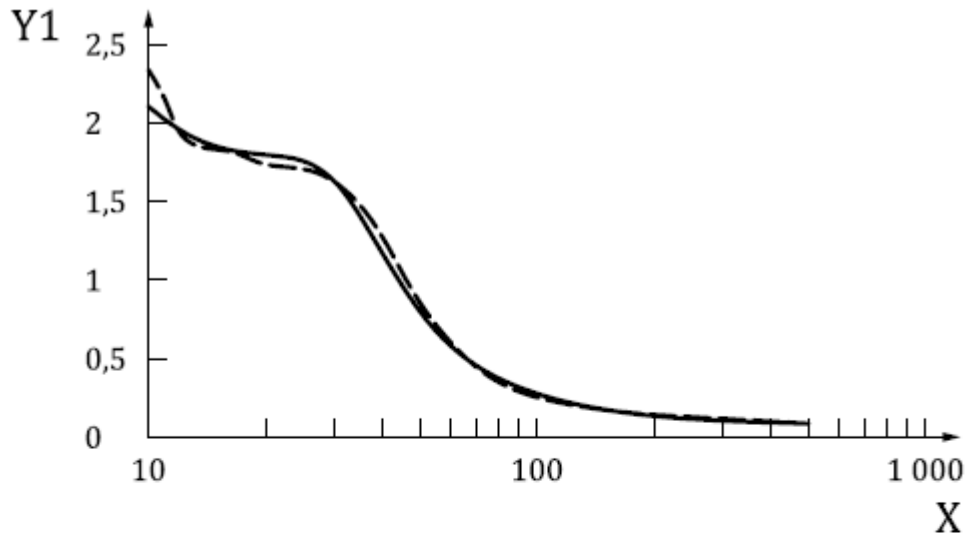
X فرکانس (Hz)

Y1 جرم ظاهری (kg)

Y2 فاز (درجه)

شکل ب-۳- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط

نقطه چین) جرم ظاهری سیستم دست- بازوی انسان در جهت Y_h



راهنما

X فرکانس (Hz)

Y1 جرم ظاهری (kg)

Y2 فاز (درجه)

شکل ب-۴- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط

نقطه چین) جرم ظاهری سیستم دست- بازوی انسان در جهت Z_1

پیوست پ
(آگاهی دهنده)

مدل ۲

این مدل معادل مکانیکی بسط یافته مدل ۱ است که با مدنظر قرار دادن انگشتان به عنوان یک قسمت مجزا (شکل پ-۱) حاصل شده است. پیکربندی کلی مشابه برای هر یک از سه جهت استفاده شده است. این مدل، امکان بررسی اثرات متقابل در انگشتان و کف دست را فراهم کرده است. پارامترهای مدل از مقادیر امیدانس فهرست شده در جداول ۱ تا ۳ به دست آمده است. مقادیر مختلف پارامترهای مدل که در جدول پ-۱، فهرست شده است، برای هر جهت و به منظور دستیابی به مقادیر امیدانس نشان داده شده در شکل های پ-۲، تا پ-۴، استفاده شده است.

در این مدل با چهار درجه آزادی (4-DOF)، جرم ها، فنرها و میراکننده ها دقیقاً مطابق با ساختارهای فیزیولوژیکی درون سیستم دست- بازو نیستند.

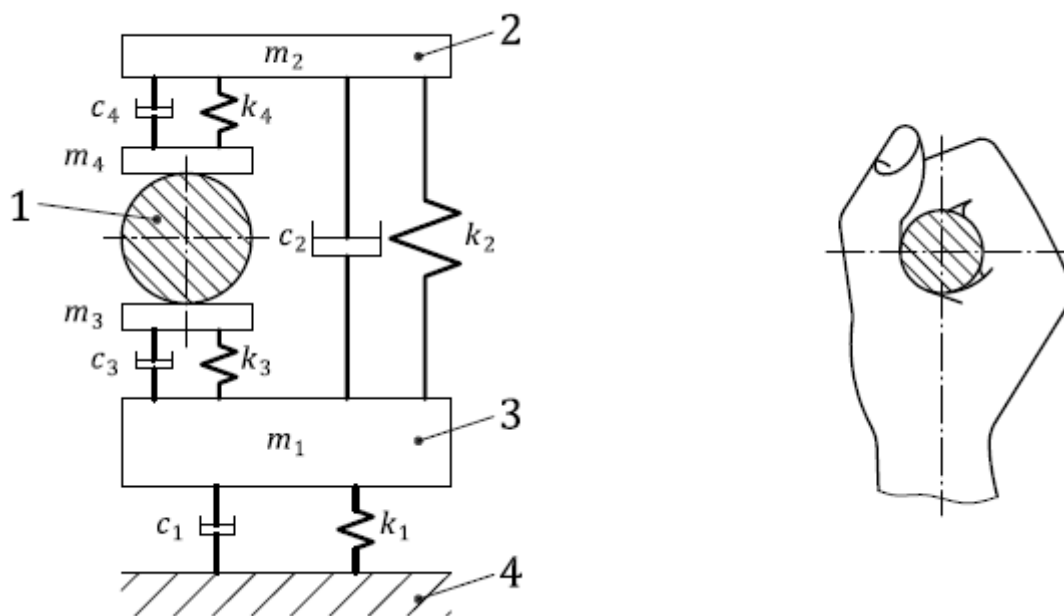
جدول پ-۱- مقادیر برای پارامترهای مدل ۲

جهت ارتعاش			واحد	پارامتر
z_h	y_h	x_h		
۱,۱۲۵۲	۰,۷۶۰۰	۰,۴۱۲۹	kg	m_1
۰,۰۷۶۹	۰,۰۵۲۱	۰,۰۷۳۶	kg	m_2
۰,۰۲۰۰	۰,۰۰۶۰	۰,۰۱۶۳	kg	m_3
۰,۰۱۰۰	۰,۰۰۲۸	۰,۰۱۰۰	kg	m_4
۱۰۰۰	۵۰۰	۴۰۰	N/m	k_1
۱۲۰۰۰	۱۰۰	۲۰۰	N/m	k_2
۴۳۶۳۵	۴۹۰۷	۴۰۰۰	N/m	k_3
۱۷۴۵۴۲	۱۷۹۴۳	۸۰۰۰	N/m	k_4
۱۱۱,۵	۲۸,۱	۲۰,۰	N.s/m	c_1
۳۹,۳	۳۹,۷	۱۰۰	N.s/m	c_2
۸۶,۸	۵۰,۷	۱۴۴,۶	N.s/m	c_3
۱۲۱,۰	۱۴,۳	۷۹,۹	N.s/m	c_4

یادآوری ۱- در حالی که مدل می تواند به آسانی برای تمامی آنالیزهای مدل سازی استفاده شود، ساخت یک دستگاه آزمون که مطابق با الزامات مربوط به تمامی پارامترها در این سه جهت باشد دشوار است. البته، ساخت یک دستگاه آزمون برپایه مدل در جهت z_h امکان پذیر است، که برای آزمون های بسیاری از ابزارها از بیشترین اهمیت برخوردار است. اجزای جرم کوچک m_3 و

m_4 و چقرمگی بزرگ k_3 و k_4 و اجزای میرایی c_3 و c_4 به خواص دینامیکی بافت دست (کف دست و انگشتان) پاسخ می‌دهند، که می‌تواند به صورت فیزیکی با استفاده از دو قطعه لاستیک یا ماده کشسان یا ترکیبی از آنها شبیه سازی شود.

یادآوری ۲- این مدل به صورت موقت برای فرکانس‌های تا ۱۰۰۰ Hz قابل استفاده است.

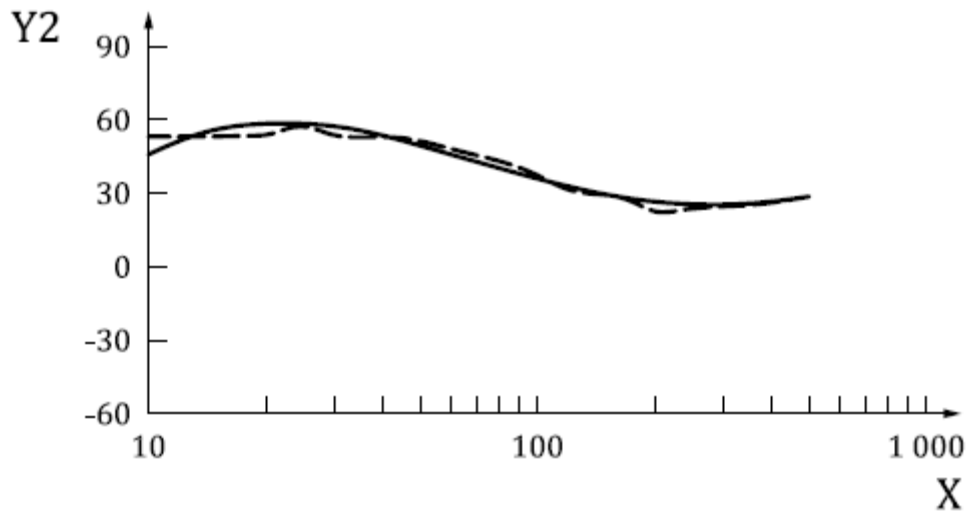
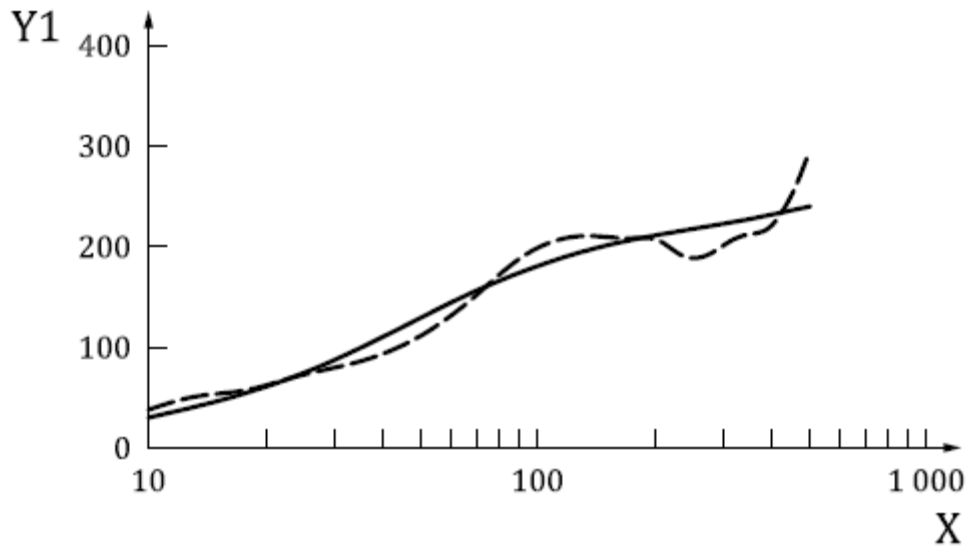


راهنما

- 1 دستگیره
- 2 انگشتان
- 3 کف دست، مچ و بازو
- 4 بدنه بالایی

یادآوری- در این مدل با چهار درجه آزادی (4-DOF)، جرم‌ها، فنرها و میراکننده‌ها مطابقت دقیق با ساختارهای فیزیولوژیکی درون سیستم دست-بازو ندارند.

شکل پ-۱- یک مدل معادل مکانیکی 4-DOF از سیستم دست-بازو



راهنما

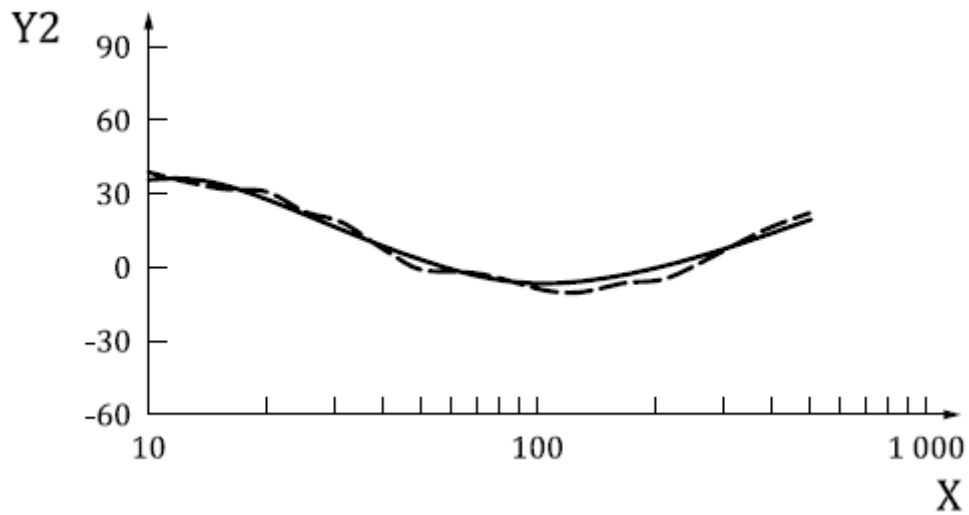
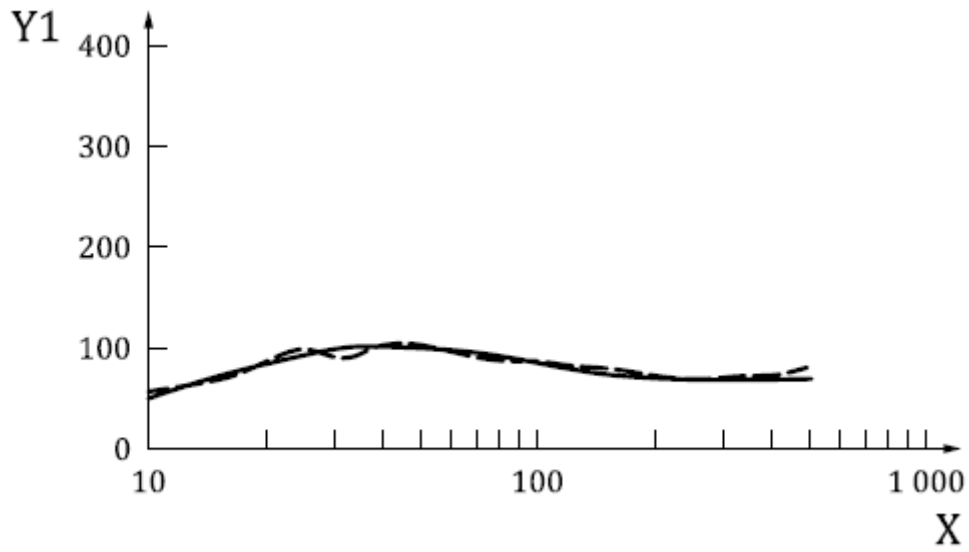
X فرکانس (Hz)

Y1 مدول (N.s/m)

Y2 فاز (درجه)

شکل پ-۲- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط نقطه-

چین) امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در جهت X_h



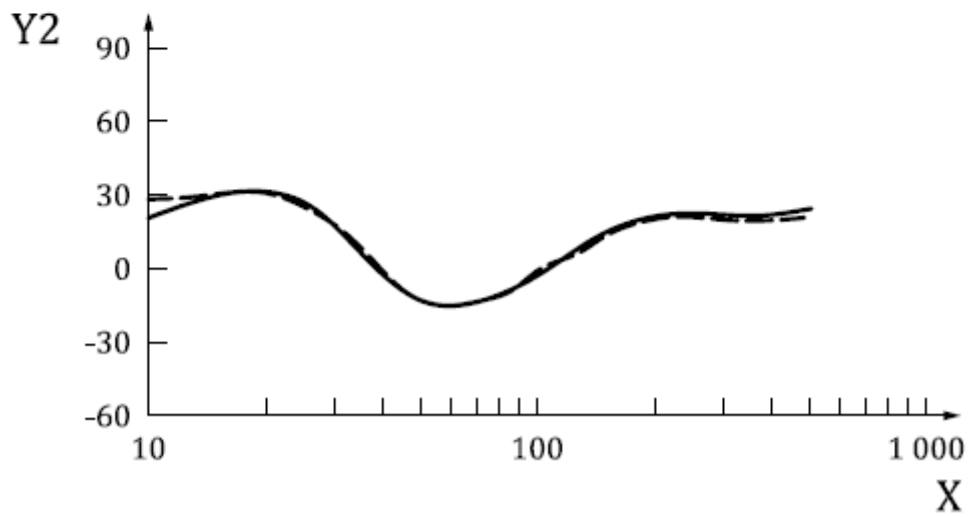
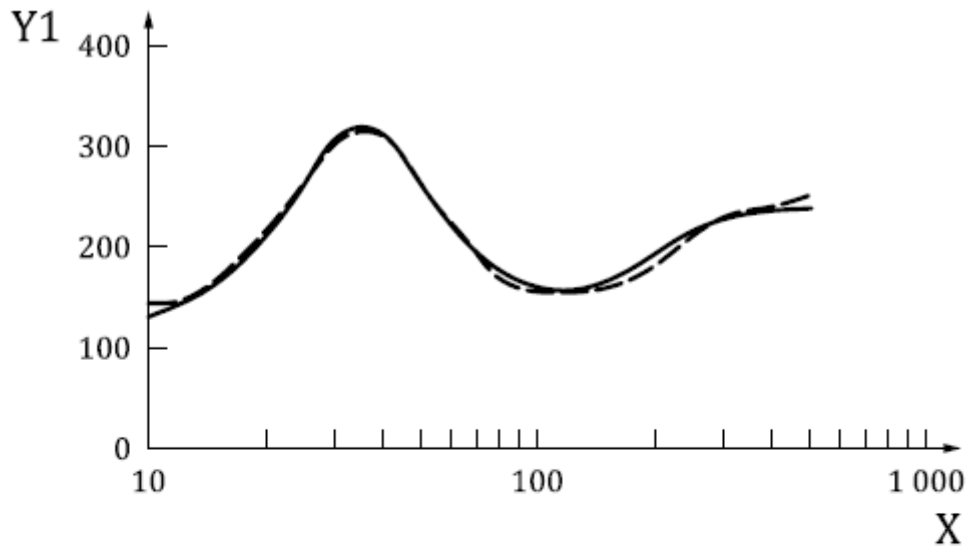
راهنما

X فرکانس (Hz)

Y1 مدول (N.s/m)

Y2 فاز (درجه)

شکل پ-۳- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط نقطه- چین) امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در جهت Y_1 .



راهنما
 X فرکانس (Hz)
 Y1 مدول (N.s/m)
 Y2 فاز (درجه)

شکل پ-۴- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط نقطه چین) امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در جهت Z_h

پیوست ت

(آگاهی دهنده)

مدل ۳

این مدل معادل مکانیکی بسطیافته مدل ۲ است که با مدنظر قرار دادن زیرساختارهای قسمت بالایی بازو-شانه به عنوان یک قسمت مجزا (شکل ت-۱) حاصل شده است. پیکربندی کلی مشابه برای هر یک از سه جهت استفاده شده است. پارامترهای مدل از مقادیر امیدانس فهرست شده در جداول ۱ تا ۳ به دست آمده است. مقادیر مختلف پارامترهای مدل که در جدول ت-۱ فهرست شده است، برای هر جهت و به منظور دستیابی به مقادیر امیدانس نشان داده شده در شکل‌های ت-۲، تا ت-۴، استفاده شده است.

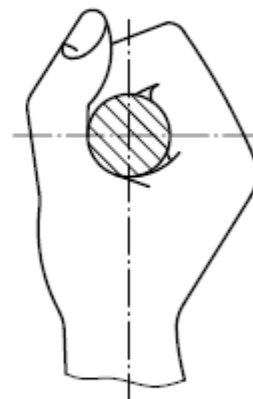
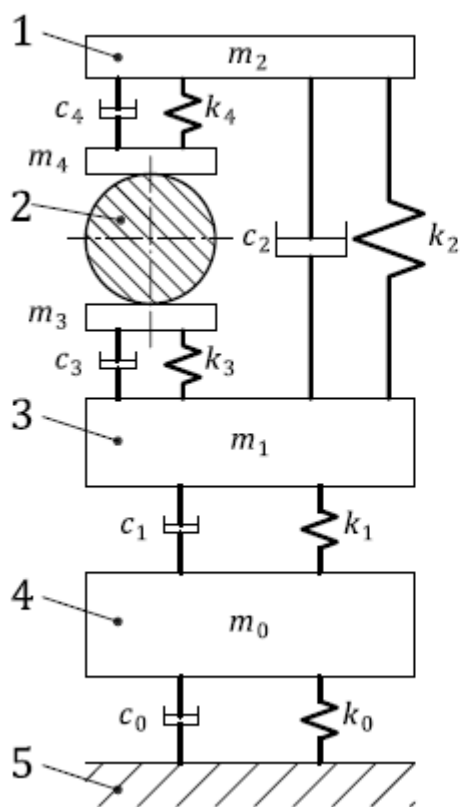
در این مدل با پنج درجه آزادی (5-DOF)، جرم‌ها، فنرها و میراکننده‌ها دقیقاً مطابق با ساختارهای فیزیولوژیکی درون سیستم دست-بازو نیستند، اما می‌توان تقریب خام از زیرساختارهای اصلی (انگشتان، کف دست-مچ-ساعد، قسمت بالایی بازو-شانه) مربوط به سیستم دست-بازو را تهیه کرد.

جدول ت-۱- مقادیر برای پارامترهای مدل ۳

جهت ارتعاش			واحد	پارامتر
z_h	y_h	x_h		
۷,۵۰۰	۰,۳۶۰۵	۰,۲۳۶۰	kg	m_0
۱,۰۷۲۱	۰,۵۵۱۵	۰,۳۹۹۸	kg	m_1
۰,۰۷۶۰	۰,۰۷۲۵	۰,۰۵۷۶	kg	m_2
۰,۰۲۰	۰,۰۰۵۰	۰,۰۲۰۵	kg	m_3
۰,۰۱۰۰	۰,۰۰۳۰	۰,۰۱۰۰	kg	m_4
۸۰۵۹	۱۰۰۰	۱۰۰۰	N/m	k_0
۱۸۹۱	۱۰۰۰	۶۹۷۲	N/m	k_1
۱۲۰۰۰	۱۰۰	۱۰۰	N/m	k_2
۴۴۲۲۰	۵۴۴۳	۴۰۰۰	N/m	k_3
۱۷۶۸۸۰	۱۵۱۷۰	۶۵۸۴۴	N/m	k_4
۹۳,۱	۴۰,۵	۲۱,۸	N.s/m	c_0
۱۱۲,۱	۹۵,۷	۲۲,۱	N.s/m	c_1
۳۹,۷	۳۷,۶	۶۹,۸	N.s/m	c_2
۸۳,۹	۵۱,۵	۱۲۸,۶	N.s/m	c_3
۱۱۶,۷	۱۱,۴	۸۱,۵	N.s/m	c_4

یادآوری ۱- این امکان وجود دارد که این مدل تنها برای آنالیز مدل سازی مناسب باشد، زیرا ساخت یک دستگاه آزمون براساس چنین مدلی بسیار دشوار است. البته، از آنجایی که این مدل اطلاعات دقیق تری را در مورد زیرساختارهای انگشتان و کف دست- مچ فراهم می کند، می توان از آن برای برآورد انتقال ارتعاش و جذب توان در این زیرساختارها، به ویژه آنهایی که در جهت z_h هستند استفاده کرد.

یادآوری ۲- این مدل به صورت موقت برای فرکانس های تا ۱۰۰۰ Hz قابل استفاده است.

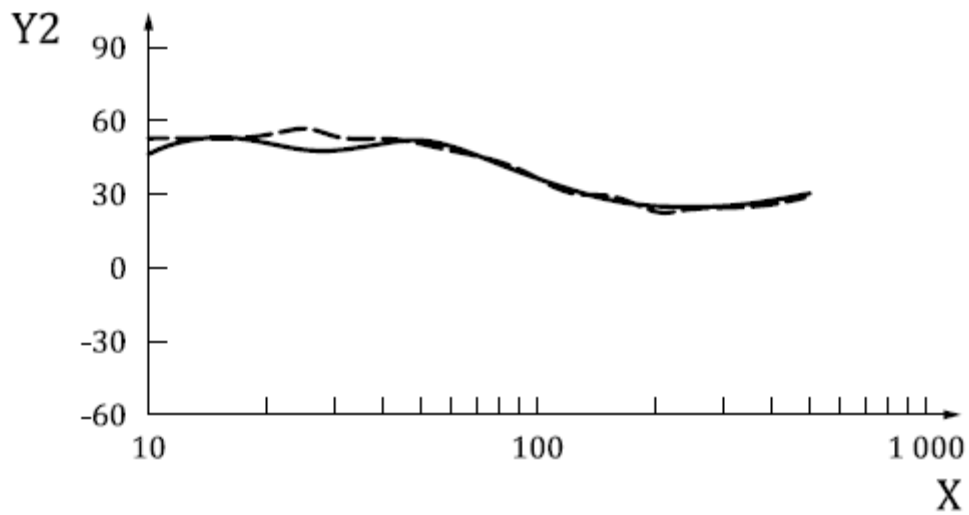
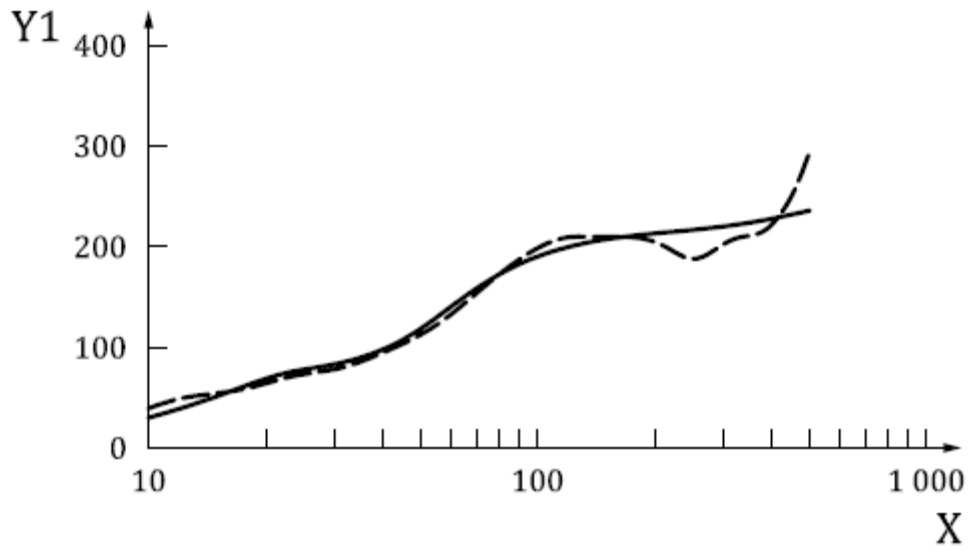


راهنما

- 1 انگشتان
- 2 دستگیره
- 3 کف دست، مچ و ساعد
- 4 قسمت بالایی بازو و شانه
- 5 بدنه بالایی

یادآوری- در این مدل با پنج درجه آزادی (5-DOF)، جرم‌ها، فنرها و میراکننده‌ها دقیقاً متناظر با ساختارهای فیزیولوژیکی درون سیستم دست-بازو نیستند، اما می‌توان تقریب خام از زیرساختارهای اصلی (انگشتان، کف دست-مچ-ساعد، قسمت بالایی بازو-شانه) مربوط به سیستم دست-بازو را تهیه کرد.

شکل ت-۱- مدل معادل مکانیکی 5-DOF سیستم دست-بازو



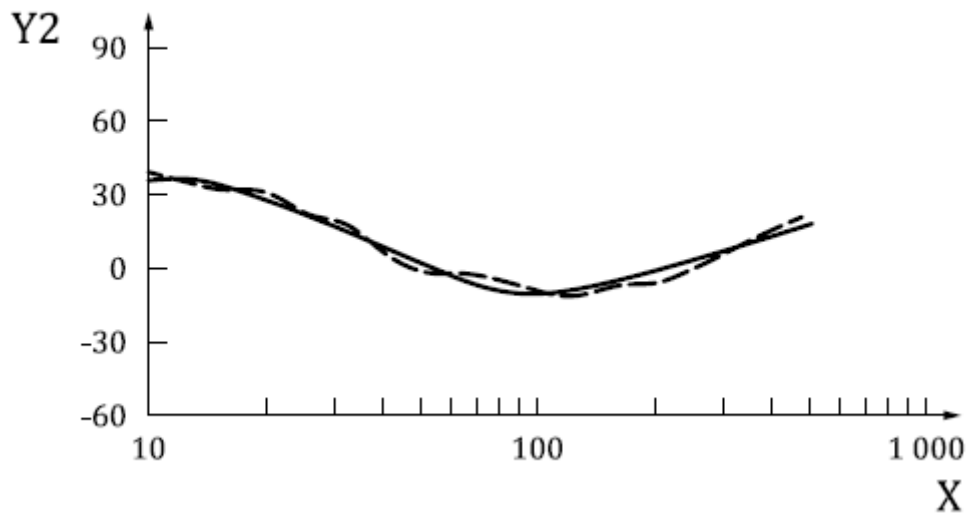
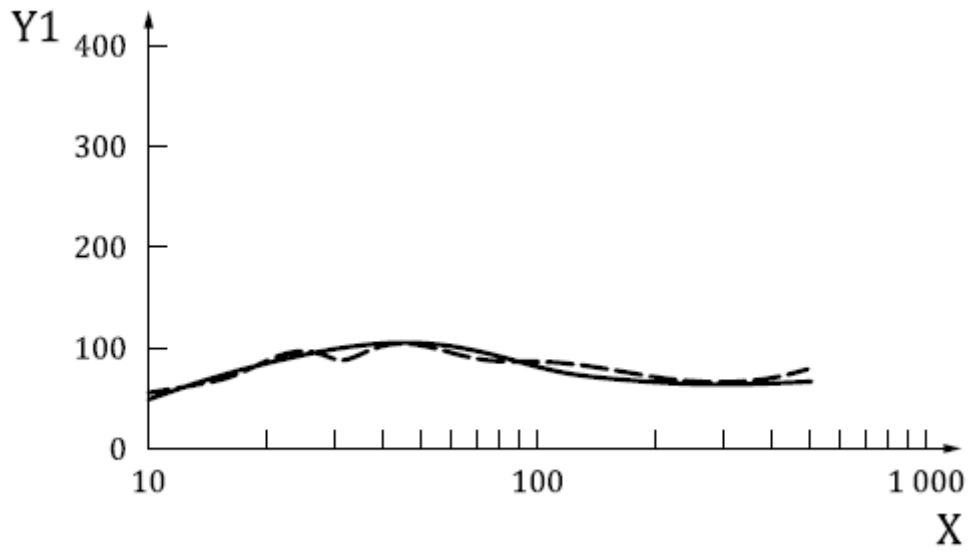
راهنما

X فرکانس (Hz)

Y1 مدول (N.s/m)

Y2 فاز (درجه)

شکل ت-۲- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط نقطه چین) امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در جهت X_h



راهنما

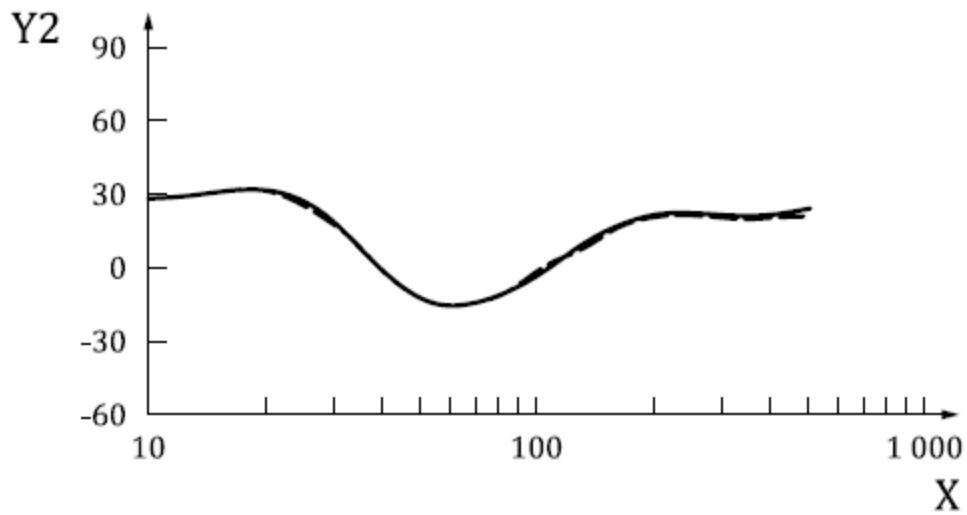
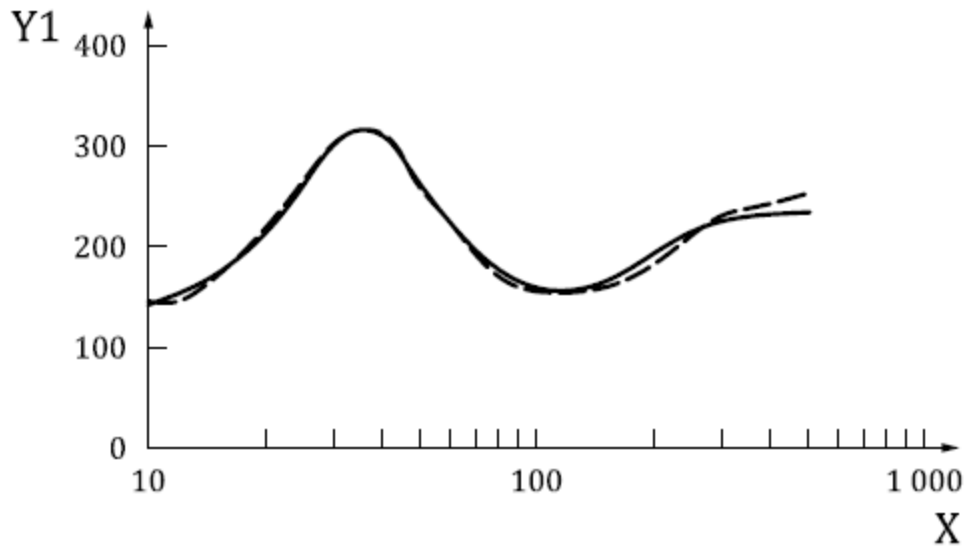
X فرکانس (Hz)

Y1 مدول (N.s/m)

Y2 فاز (درجه)

شکل ت-۳- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط

نقطه چین) امیدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در جهت Y_h



راهنما

X فرکانس (Hz)

Y1 مدول (N.s/m)

Y2 فاز (درجه)

شکل ت-۴- مقایسه بین مقادیر مدل سازی شده (خط توپر) و میانگین کلی مقادیر ترکیب شده (خطوط نقطه چین) امپدانس مکانیکی سیستم دست- بازوی انسان در جهت Z_h

پیوست ث

(آگاهی‌دهنده)

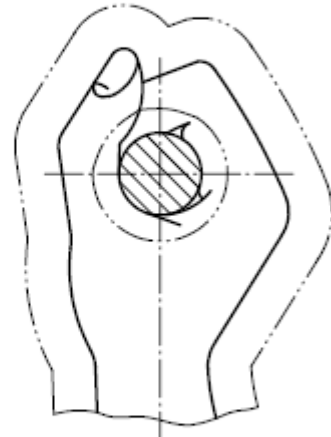
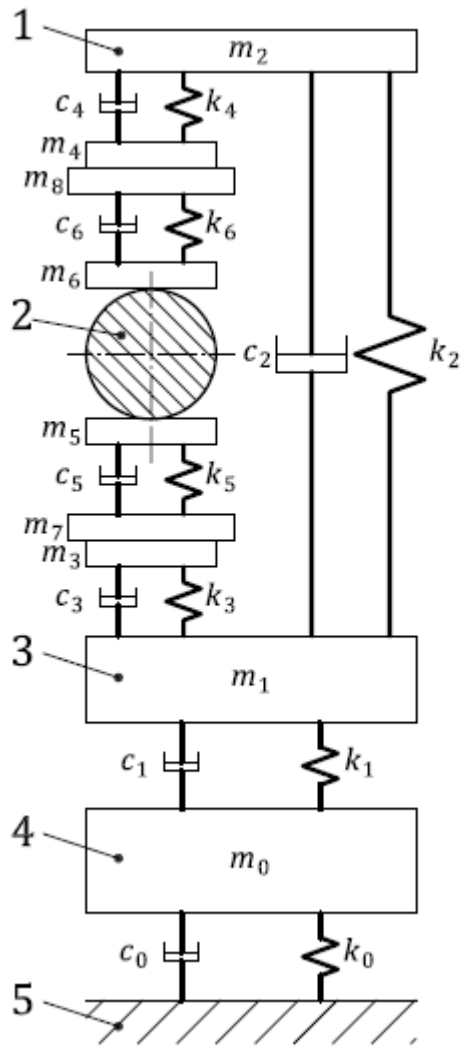
مدل سیستم دست- بازوی دستکش دار

مشابه سیستم دست- بازو، یک دستکش را می‌توان به صورت تقریبی با استفاده از سیستم معادل جرم- فنر- میراکننده شبیه‌سازی نمود. جرم موثر، سختی فنر و مقادیر میرایی مدل دستکش می‌تواند اندازه‌گیری شده یا از آزمایش‌های روی ماده برآورد شود. این موارد را همچنین می‌توان از روی امیدانس مکانیکی اندازه‌گیری شده با و بدون پوشیدن دستکش برآورد نمود. ترکیب مدل دستکش با مدل سیستم دست- بازو، می‌تواند مدل سیستم دست- بازوی دستکش‌دار را شکل دهد.

شکل ث-۱، مثالی از این مدل را نشان می‌دهد. پارامترهای مدل دستکش در جهت z_h در جدول ث-۱، فهرست شده است. با پارامترهای مربوط به مدل سیستم دست- بازو برای جهت z_h در پیوست ت، توابع قابلیت انتقال لرزش دستکش در انگشتان و کف دست محاسبه شده و نتایج در شکل ث-۱، نشان داده شده است. گرایش پایه‌ای مربوط به قابلیت انتقال برآوردشده T با مقدار اندازه‌گیری شده با روش تعریف شده در استاندارد ISO 10819 [به مرجع شماره ۶ کتابنامه مراجعه شود] مطابقت دارد.

جدول ث-۱- مثالی از پارامترها در جهت z_h برای یک مدل دستکش

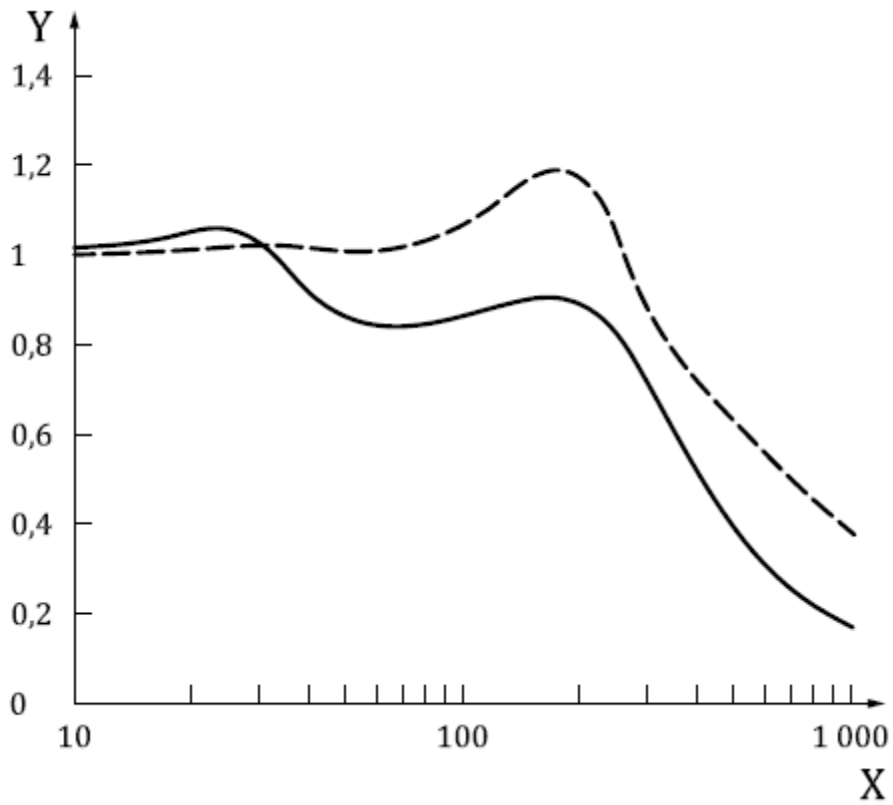
پارامتر	واحد	مقدار
m_5	kg	۰٫۰۰۲۰
m_6	kg	۰٫۰۰۱۰
m_7	kg	۰٫۰۶۷۳
m_8	kg	۰٫۰۲۰۰
k_5	N/m	۱۷٫۷۳۸۵
k_6	N/m	۳۲٫۷۳۱۰
c_5	N.s/m	۸۸٫۸
c_6	N.s/m	۷۵٫۲



راهنما

- 1 انگشتان
- 2 دستگیره
- 3 کف دست، مچ و ساعد
- 4 قسمت بالایی بازو و شانه
- 5 بدنه بالایی

شکل ۱-۱- یک مدل معادل مکانیکی با ۷ درجه آزادی از سیستم دست- بازوی دستکش‌دار



راهنما
X فرکانس (Hz)
Y قابلیت انتقال

شکل ث-۲- قابلیت انتقال ارتعاش پیش‌بینی شده از یک دستکش در انگشتان (خط توپر) و کف دست (خط نقطه چین) در جهت Z_h

پیوست ج
(آگاهی دهنده)

مثال‌هایی از وابستگی فرکانس ناشی از جذب توان ارتعاش

وابستگی فرکانس مربوط به جذب توان ارتعاش استخراج شده با استفاده از فرمول ۵ و مقادیر ترکیب شده از امپدانس مکانیکی در جهات x_h ، y_h و z_h که در جدول‌های ۱ تا ۳ فهرست شده در شکل ج-۱، به همراه توزیع فرکانس تعریف شده در استاندارد ISO 5349 [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود] آورده شده است. مقادیر مربوط به فاکتورهای وابستگی فرکانس در جدول ج-۱، فهرست شده است.

جدول ج-۱- فاکتورهای وابستگی فرکانس برای کل سیستم دست- بازو

جهت ارتعاش			فرکانس (Hz)
z_h	y_h	x_h	
۱/۱۸۶	۱/۰۹۹	۱/۰۵۵	۱۰
۰/۹۵۸	۰/۹۵۸	۰/۹۵۸	۱۲/۵
۰/۸۱۸	۰/۸۰۹	۰/۷۸۶	۱۶
۰/۷۱۶	۰/۷۲۱	۰/۶۷۶	۲۰
۰/۶۵۱	۰/۶۳۲	۰/۵۵۲	۲۵
۰/۵۷۷	۰/۴۸۸	۰/۴۸۶	۳۱/۵
۰/۴۶۶	۰/۴۲۳	۰/۴۱۷	۴۰
۰/۳۳۷	۰/۳۳۸	۰/۳۷۰	۵۰
۰/۲۴۱	۰/۲۵۷	۰/۳۴۲	۶۳
۰/۱۷۰	۰/۱۹۴	۰/۳۰۹	۸۰
۰/۱۳۲	۰/۱۵۵	۰/۲۷۸	۱۰۰
۰/۱۰۵	۰/۱۱۹	۰/۲۳۷	۱۲۵
۰/۰۸۲	۰/۰۹۲	۰/۱۸۷	۱۶۰
۰/۰۶۹	۰/۰۷۱	۰/۱۵۳	۲۰۰
۰/۰۵۹	۰/۰۵۵	۰/۱۱۶	۲۵۰
۰/۰۵۰	۰/۰۴۴	۰/۰۹۶	۳۱۵
۰/۰۴۰	۰/۰۳۵	۰/۰۷۸	۴۰۰
۰/۰۳۲	۰/۰۲۹	۰/۰۷۰	۵۰۰

یادآوری ۱- گرایش‌های پایه‌ای وابستگی فرکانس استخراج شده از جذب توان ارتعاش با موارد مربوط به توزیع فرکانس تعریف شده در استاندارد ISO 5349-1 [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود] مطابقت دارد.

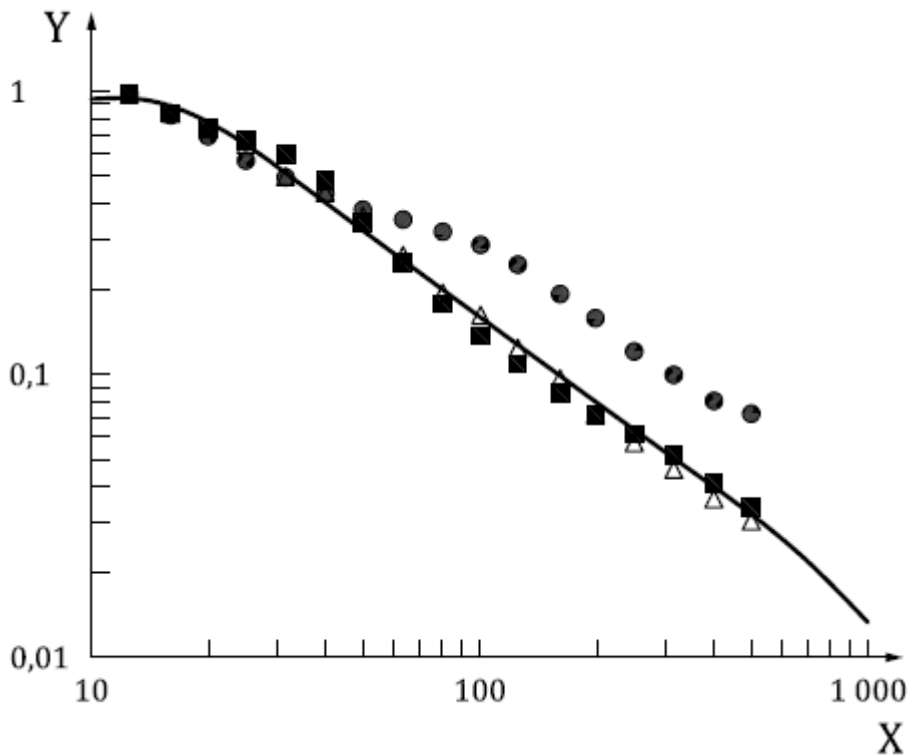
مثال‌هایی از وابستگی فرکانس جذب توان ارتعاش برای زیرساختارهای اصلی سیستم دست- بازو (انگشتان، مچ- ساعد، قسمت بالایی بازو و شانه) که توسط فرمول ۶ برآورد شده در شکل ج-۲ به همراه توزیع فرکانس تعریف شده در استاندارد ISO 5349-1 نشان داده شده است [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود]. این موارد از جذب توان برآورد شده با مدل ۳ (به پیوست ت مراجعه شود) در جهت z_h استخراج شده‌اند. مقادیر مربوط به فاکتورهای وابستگی فرکانس در جدول ج-۲، فهرست شده است.

جدول ج-۱- فاکتورهای وابستگی فرکانس برای انگشتان، کف دست- مچ- ساعد و قسمت بالایی بازو و شانه در جهت z_h

فاکتورهای وابستگی فرکانس ویژه زیرساختار			فرکانس (Hz)
قسمت بالایی بازو و شانه	کف دست- مچ- ساعد	انگشتان	
۰٫۹۵۸	۰٫۴۷۶	۰٫۲۹۴	۱۰
۰٫۸۱۵	۰٫۵۲۵	۰٫۳۳۸	۱۲٫۵
۰٫۶۷۸	۰٫۶۰۳	۰٫۴۰۹	۱۶
۰٫۵۷۸	۰٫۷۰۷	۰٫۵۰۶	۲۰
۰٫۴۹۱	۰٫۸۴۳	۰٫۶۴۰	۲۵
۰٫۳۸۸	۰٫۹۵۸	۰٫۷۸۱	۳۱٫۵
۰٫۲۵۱	۰٫۹۰۹	۰٫۸۱۶	۴۰
۰٫۱۴۲	۰٫۷۳۰	۰٫۷۴۳	۵۰
۰٫۰۷۵	۰٫۵۴۸	۰٫۶۷۱	۶۳
۰٫۰۴۰	۰٫۴۰۷	۰٫۶۴۸	۸۰
۰٫۰۲۳	۰٫۳۱۳	۰٫۶۷۷	۱۰۰
۰٫۰۱۴	۰٫۲۴۴	۰٫۷۴۷	۱۲۵
۰٫۰۰۸	۰٫۱۸۷	۰٫۸۵۳	۱۶۰
۰٫۰۰۵	۰٫۱۴۸	۰٫۹۳۸	۲۰۰
۰٫۰۰۳	۰٫۱۱۸	۰٫۹۵۸	۲۵۰
۰٫۰۰۲	۰٫۰۹۳	۰٫۸۸۴	۳۱۵
۰٫۰۰۱	۰٫۰۷۲	۰٫۷۴۴	۴۰۰
۰٫۰۰۱	۰٫۰۵۸	۰٫۶۰۷	۵۰۰
۰٫۰۰۰	۰٫۰۴۶	۰٫۴۸۴	۶۳۳
۰٫۰۰۰	۰٫۰۳۶	۰٫۳۸۰	۸۰۰
۰٫۰۰۰	۰٫۰۲۹	۰٫۳۰۳	۱۰۰۰

یادآوری ۲- وابستگی فرکانس برای بازو نشان می‌دهد که توان ارتعاش در فرکانس‌های پایین (کوچک‌تر از ۲۵ Hz) می‌تواند به صورت موثری انتقال یافته و در این زیرساختارها جذب شود. بنابراین، ابزار فرکانس پایین می‌تواند باعث ناراحتی بیشتر در این زیرساختارها شود که این مساله با مشاهدات میدانی و آزمایشگاهی مطابقت دارد. وابستگی فرکانس برای زیرساختار

کف دست- ساعد، رزونانس عمومی کل سیستم دست- بازو در جهت z_h (در حدود ۳۱,۵ Hz برای این مورد) را نشان می‌دهد که در وهله اول به چقرمگی تماس کف دست و جرم موثر زیرسیستم کف دست- مچ- ساعد وابسته است. وابستگی فرکانس برای انگشتان توسط رزونانس عمومی و رزونانس موضعی اصلی انگشتان (حدود ۲۵۰ Hz در این مورد) تحت تاثیر قرار می‌گیرد. تفاوت‌های چشم‌گیر بین وابستگی‌های فرکانس ویژه موقعیت نشان می‌دهد که وابستگی فرکانس مربوط به اختلافات بالقوه یا صدمات نیز ممکن است ویژه موقعیت یا زیرساختار باشد.



راهنما

X فرکانس (Hz)

Y وابستگی فرکانس نرمالیزه شده

● جهت z_h

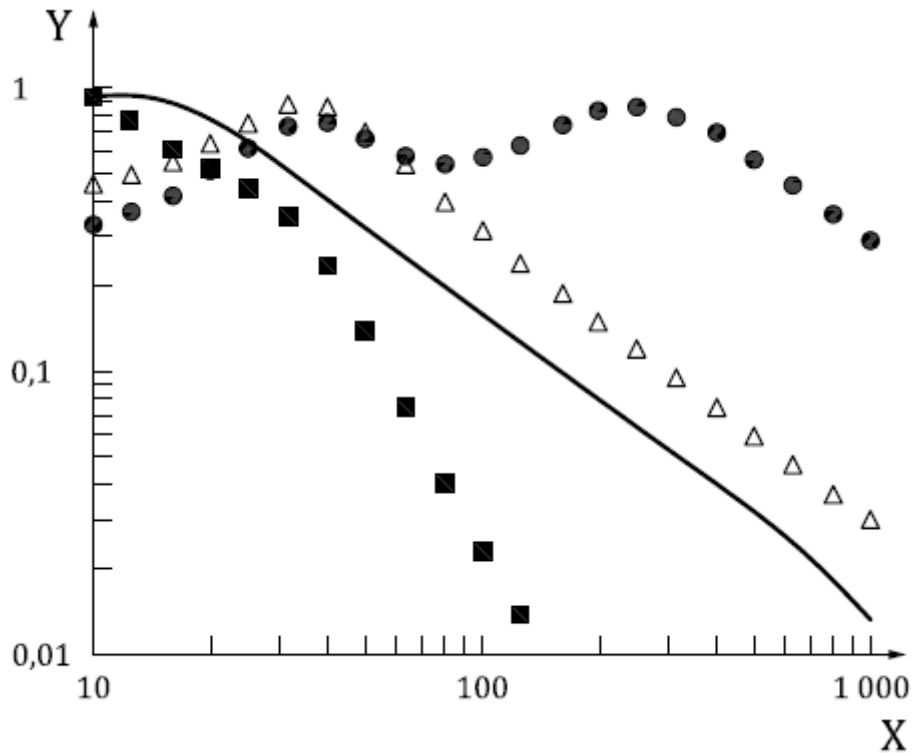
Δ جهت y_h

■ جهت z_h

یادآوری- فرکانس مرجع برای نرمالیزه کردن، ۱۲,۵ Hz است.

شکل ج-۱- مقایسه توزیع فرکانس (خط توپر) تعریف شده در استاندارد ISO 5349-1 [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود] و وابستگی‌های فرکانس استخراج شده از جذب توان ارتعاش کل سیستم دست- بازو در جهات x_h ،

z_h و y_h .



راهنما

X فرکانس (Hz)

Y وابستگی فرکانس نرمالیزه شده

● انگشتان

△ کف دست - مچ

■ بازو

یادآوری - فرکانس برای بیشینه جذب توان برای هر زیرساختار به عنوان فرکانس مرجع برای نرمالیزه کردن استفاده می‌شود.

شکل ج-۲- مقایسه توزیع فرکانس (خط توپر) تعریف شده در استاندارد ISO 5349-1 [به مرجع شماره ۲ کتابنامه مراجعه شود] و وابستگی‌های فرکانس استخراج شده از جذب توان ارتعاش در انگشتان، کف دست - مچ و بازو در جهت z_{11}

پیوست چ

(آگاهی‌دهنده)

اندازه‌گیری امپدانس مکانیکی سیستم دست - بازو

مطابق با تعاریف توابع پاسخ بیودینامیکی، اندازه‌گیری نیروی دینامیکی و ارتعاش برای ارزیابی امپدانس مکانیکی ضروری است. نیروی دینامیکی و ارتعاش معمولاً با استفاده از یک دستگیره مجهز به حسگرهای نیرو و شتاب‌سنج اندازه‌گیری می‌شود. سرعت ارتعاش مورد نیاز برای ارزیابی امپدانس معمولاً از شتاب اندازه‌گیری استخراج می‌شود. متناوباً، امپدانس را می‌توان از جرم ظاهری و با استفاده از فرمول ۳ (به یادآوری ۲ از تعریف ۱-۲ مراجعه شود) استخراج نمود که مانع از استخراج سرعت از شتاب می‌شود.

مقادیر قابل ملاحظه از جرم دستگیره معمولاً در اندازه‌گیری نیروی دینامیکی نقش دارد. بنابراین لغو کردن جرم دستگیره القاشده توسط امپدانس یا جرم ظاهری ضروری است که می‌توان آن را بدون دست جفت‌شده با دستگیره اندازه‌گیری کرد.

یادآوری ۱- جرم موثر دستگیره همچنین یک تابع پیچیده از فرکانس است. اختلاف فازی بالقوه بین حسگرهای نیرو و حرکت می‌تواند باعث زاویه فاز مصنوعی امپدانس قابل‌توجهی در فرکانس‌های کمتر از ۴۰ Hz شود. امپدانس ممکن است در فرکانس‌های بالاتر دست بالا یا دست کم گرفته شود، زیرا جرم موثر دست معمولاً در مقایسه با جرم دستگیره کمتر است. از چنین خطاهای بالقوه‌ای می‌توان در صورت استفاده از روش حوزه فرکانس برای لغو نمودن این تاثیرات پس از اندازه‌گیری امپدانس یا جرم ظاهری کل سیستم دستگیره- دست- بازو جلوگیری به‌عمل آورد.

استفاده از حداقل ۳ وزنه فلزی کوچک با جرم‌های متفاوت (به طور مثال $g (1 \pm 0.5)$ ، $g (2 \pm 1)$ و $g (5 \pm 3)$) برای کالیبره کردن یا تایید عملکرد سیستم اندازه‌گیری شدیداً توصیه می‌شود. هر جرم بهتر است به صورت محکم به دستگیره متصل شود. توصیه می‌شود مقدار خطاهای درصدی کمتر از ۵٪ بوده و خطاهای فازی نیز باید در گستره $^{\circ} (10 \pm)$ برای کل گستره فرکانس موردنظر قرار داشته باشد.

برای حصول اطمینان از پایداری، وزنه‌های کالیبراسیون بهتر است دارای سطح تماس منحنی‌وار باشد. چنین وزنه‌ای می‌تواند با استفاده از یک یا چند باند لاستیکی به دستگیره بسته شود. جرم باندهای لاستیکی قرار گرفته روی دستگیره بهتر است به عنوان بخشی از جرم کالیبراسیون در نظر گرفته شود.

نیروهای دست اعمالی بهتر است در اندازه‌گیری امپدانس با جرم ظاهری کنترل شود. اندازه‌گیری برپایه تعاریف توصیه شده در استاندارد ISO 15230 [به مرجع شماره ۸ کتابنامه مراجعه شود] است. به طور خاص، نیرو گرفت، یک جزء شبه‌استاتیکی از نیروی اعمالی توسط انگشتان است و می‌توان آن را با استفاده از حسگرهای نیروی مشابه در دستگیره که برای اندازه‌گیری نیروی دینامیکی تعبیه شده‌اند اندازه‌گیری نمود. نیروی تغذیه اعمالی نیز یک نیروی شبه‌استاتیکی اعمال شده توسط کف دست (در یک کنش فشاری) است.

این پارامتر را می‌توان با استفاده از حسگرهای مجزایی که امکان نصب آنها در دستگیره وجود دارد یا با داشتن نمونه آزمون ایستاده روی یک صفحه نیرو هنگام اندازه‌گیری، اندازه‌گیری نمود.

یادآوری ۲- دست و بازو معمولاً به عنوان یک سیستم در نظر گرفته می‌شوند که در آن ارتعاشات انتقالی در سه جهت متقابلاً عمودی مستقل از هم هستند. در عمل، برخی اثرات جفت شوندگی می‌تواند در پاسخ نقش داشته باشد. بررسی پاسخ‌های جفت‌شده نیازمند آن است که اندازه‌گیری روی یک سیستم آزمون چند محوری انجام شود.

کتابنامه

- [1] ISO 2041, Mechanical vibration, shock and condition monitoring — Vocabulary
یادآوری - استاندارد ملی ایران شماره ۴۰۱۹: سال ۱۳۹۰، شوک و ارتعاش مکانیکی - پایش وضعیت - واژه نامه، با استفاده از استاندارد ISO 2041:2009 تدوین شده است.
- [2] ISO 5349-1, Mechanical vibration— Measurement and evaluation of human exposure to handtransmitted vibration— Part 1: General requirements
یادآوری - استاندارد ملی ایران شماره ۱-۱۹۱۷۷: سال ۱۳۹۳، ارتعاشات مکانیکی - اندازه گیری و ارزیابی مواجهه انسان با ارتعاش منتقل شده به دست - قسمت ۱ - الزامات عمومی، با استفاده از استاندارد ISO 5349-1:2001 تدوین شده است.
- [3] ISO 5805, Mechanical vibration and shock — Human exposure — Vocabulary
- [4] ISO 7626-1, Mechanical vibration and shock— Experimental determination of mechanical mobility— Part 1: Basic terms and definitions, and transducer specifications
یادآوری - استاندارد ملی ایران شماره ۱-۲۰۵۰۱: سال ۱۳۹۴، ارتعاش و شوک مکانیکی - تعیین تجربی تحرک مکانیکی - قسمت ۱ - اصطلاحات و تعاریف پایه و ویژگی‌های ترانسدیوسر، با استفاده از استاندارد ISO 7626-1:2011 تدوین شده است.
- [5] ISO 8727, Mechanical vibration and shock— Human exposure— Biodynamic coordinate systems
یادآوری - استاندارد ملی ایران شماره ۲۰۳۴۰: سال ۱۳۹۴، شوک و ارتعاشات مکانیکی - مواجهه انسان - سیستم محورهای مختصات بیودینامیکی، با استفاده از استاندارد ISO 8727:1997 تدوین شده است.
- [6] ISO 10819, Mechanical vibration and shock— Hand-arm vibration— Method for the measurement and evaluation of the vibration transmissibility of gloves at the palm of the hand
یادآوری - استاندارد ملی ایران شماره ۱۹۲۶۱: سال ۱۳۹۳، ارتعاش مکانیک و شوک - ارتعاش دست و بازو - اندازه‌گیری و ارزیابی ارتعاش منتقل شده از دستکش‌ها به کف دست، با استفاده از استاندارد ISO 10819:2013 تدوین شده است.
- [7] ISO 13753, Mechanical vibration and shock— Hand-arm vibration— Method for measuring the vibration transmissibility of resilient materials when loaded by the hand-arm system
یادآوری - استاندارد ملی ایران شماره ۲۰۳۳۹: سال ۱۳۹۴، شوک و ارتعاشات مکانیکی - ارتعاشات دست و بازو - روشی برای اندازه‌گیری قابلیت انتقال ارتعاشات مواد انعطاف‌پذیر وقتی توسط دست و بازو بارگذاری می‌شوند، با استفاده از استاندارد ISO 13753:1998 تدوین شده است.
- [8] ISO 15230, Mechanical vibration and shock— Coupling forces at the man-machine interface for hand-transmitted vibration

- [9] Besa A.J., Valero F.J., Suner J.L., Carballeira J. Characterization of the mechanical impedance of the human hand-arm system: The influence of vibration direction, hand-arm posture and muscle tension. *Int. J. Indust. Ergon.* 2007, 37, pp. 225–231
- [10] Burstrom L. Measurement of the impedance of the hand–arm system. *Int. Arch. Occup. Environ. Health.* 1990, 62, pp. 431–439
- [11] Okada A., Taylor W., Dupuis H. eds. *Hand–arm vibration.* Kanazawa. Kyoei Press, 1990, pp. 167–72.
- [12] Dong J.H., Dong R.G., Rakheja S., Welcome D.E., McDowell T.W., Wu J.Z. A method for analyzing absorbed power distribution in the hand and arm substructures when operating vibrating tools. *J. Sound Vibrat.* 2008, 311, pp. 1286–1309
- [13] Dong R.G., Welcome D .E., McDowell T.W., W u J.Z. Measurement of biodynamic response of human hand–arm system. *J. Sound Vibrat.* 2006, 294, pp. 807–827
- [14] Dong R.G., Welcome D.E., McDowell T.W., Wu J.Z., Schopper A.W. Frequency weighting derived from power absorption of fingers–hand–arm system under zh-axis. *J. Biomech.* 2 006, 39, pp. 2311–2324
- [15] Dong R.G., Dong J.H., Wu J.Z. Rakheja, S. Modeling of biodynamic responses distributed at the fingers and the palm of the human hand–arm system. *J. Biomech.* 2007, 40, pp. 2335–2340
- [16] Dong R.G., M cDowell T.W., Welcome D .E., Warren C ., W u J .Z., R akheja S. Analysis of antivibration gloves mechanism and evaluation methods. *J. Sound Vibrat.* 2009, 321, pp. 435–453
- [17] Dong R.G., R akheja S., M cDowell T.W., W elcome D.E. Wu, J.Z. Estimation of the biodynamic responses distributed at fingers and palm based on the total response of the hand–arm system. *Int. J. Indust. Ergon.* 2010, 40, pp. 425–436
- [18] Gurram R. A study of the hand–arm response characteristics under vibration, Ph.D. Thesis, Concordia University, 1993
- [19] Gurram R., Rakheja S., Brammer A.J. Driving-point mechanical impedance of the human hand arm system: Synthesis and model development. *J. Sound Vibrat.* 1995, 180, pp. 437–458
- [20] Hempstock T.I., & O’Connor D.E. Measurement of impedance of hand–arm system. *Proc. Inst. Acoust.* 1989, 11, pp. 483–490
- [21] Hesse M. Die Antwort des Hand–Arm–Systems auf stochastische Erregung und ihre Anwendung im Schwingungsschutz [Response of the hand arm system to stochastic excitation and its application to protection against vibration], Ph.D. Thesis, University of Dortmund, 1989

- [22] Jandak Z. Energy transfer to the hand–arm system and exposure to vibration. In: Okada, A., Taylor, W., Dupuis, H., editors. Hand–arm vibration. Kanazawa: Kyoei Press, 1990, pp. 49–54
- [23] Kihlberg S. Biodynamic response of the hand–arm system to vibration from an impact hammer and a grinder. *Int. J. Indust. Ergon.* 1995, 16, pp. 1–8
- [24] Kinne J., Latzel K., Schenk T. Application of two-hand impedance as basis for mechanical modeling. *Proc. 9th Int. Conf. Hand–Arm Vibration*, Nancy, 2001, pp. 113–118
- [25] Lundstrom R., & Burstrom L. Mechanical impedance of the human hand–arm system. *Int. J. Indust. Ergon.* 1989, 3, pp. 235–242
- [26] Marcotte P., Aldien Y., Boileau P.-E., Rakheja S., Boutin J. Effect of handle size and hand–handle contact force on the biodynamic response of the hand–arm system under z-h-axis vibration. *J. Sound Vibrat.* 2005, 283, pp. 1071–1091
- [27] Meltzer G., & Melzig-Thiel R. Schatte, M. Ein mathematisches Schwingungsmodell für das menschliche Hand–Arm–System [A mathematical oscillation model for the human hand–arm system]. *Maschinenbautech.* 1980, 2, pp. 54–58
- [28] Mishoe J.W., & Suggs C.W. Hand–arm vibration, Part 2: Vibrational response of the human hand. *J. Sound Vibrat.* 1977, 4, pp. 545–558
- [29] Panzke K.-J., & Balasus W. Time dependence and non-linearity of impedance of the human hand–arm system while exposed to intense vibration. *Int. Arch. Occup. Environ. Health.* 1985, 57, pp. 35–45
- [30] Rakheja S., Wu J.Z., Dong R.G., Schopper A.W. A comparison of biodynamic models of the human hand–arm system for applications to hand-held power tools. *J. Sound Vibrat.* 2002, 249, pp. 55–82
- [31] Reynolds D.D., & Falkenberg R.J. A study of hand vibration on chipping and grinding operations, part II: Four-degree-of-freedom lumped parameter model of the vibration of the human hand. *J. Sound Vibrat.* 1984, 95, pp. 499–514
- [32] Schenk T., Kinne J., Gillmeister F. A real hand–arm model for use in hand-held tool test stands for vibration studies. *Proc. 9th Int. Conf. Hand–Arm Vibration*, Nancy, 2001, pp. 121–127