

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410026354.X

[45] 授权公告日 2007 年 5 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 1317995C

[22] 申请日 2004.7.23

[21] 申请号 200410026354.X

[73] 专利权人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁路 28 号

[72] 发明人 王 珏 薛 枫 刘雪良

[56] 参考文献

JP2003-225239A 2003.8.12

US6511427B1 2003.1.28

US5545124A 1996.8.13

EP0299827A1 1989.1.18

EP0920833A1 1999.6.9

审查员 高 虹

[74] 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公司

代理人 李郑建

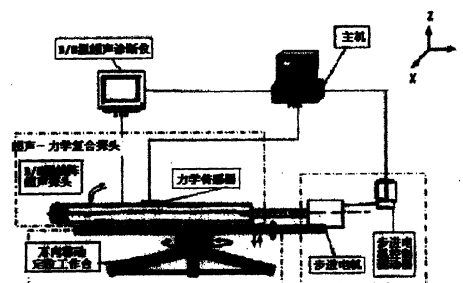
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 6 页

[54] 发明名称

一种在体软组织动态负载响应参数采集系统

[57] 摘要

本发明公开了一种在体软组织动态负载响应参数采集系统，包括：一万向移动定位工作台及设置在其上的超声-力学复合测试探头和加载/卸载系统。超声-力学复合测试探头由 B/M 型线阵超声探头和力学传感器组成，B/M 型线阵超声探头连接到 B/M 型超声诊断仪，并通过图像采集卡进一步与主机相连接；B/M 型线阵超声探头托架尾部圆锥活塞与应变桥构成力学传感器，力学传感器通过数据采集卡与主机相连接；加载/卸载系统通过传动杆与复合测试探头相连，主机可通过驱动器与加载/卸载系统中的步进电机相连。系统内有相配套的软件程序，使之集二维超声图像监视与采集、超声回波跟踪、动态负载控制和负载-力学响应测量等功能为一体。系统具有良好的线性度和稳定性。



1. 一种在体软组织动态负载响应参数采集系统，其特征在于，该系统包括：万向移动定位工作台，在该万向移动定位工作台上设置有超声-力学复合测试探头和加载/卸载系统，超声-力学复合测试探头由 B/M 型线阵超声探头和具有活塞结构的力学传感器组成，加载/卸载系统包括步进电机与步进电机驱动器；B/M 型线阵超声探头连接到 B/M 型超声诊断仪，并通过图像采集卡进一步与主机相连接；力学传感器通过数据采集卡与主机相连接；加载/卸载系统通过传动杆与复合测试探头相连，主机通过步进电机驱动器控制加载/卸载系统中的步进电机。

2. 如权利要求 1 所述的在体软组织动态负载响应参数采集系统，其特征在于，所述 B/M 型线阵超声探头设置在一传送托架内，传送托架和一活塞连接，活塞套筒上设有所述的力学传感器，并使力学传感器相对于活塞顶尖。

3. 如权利要求 2 所述的在体软组织动态负载响应参数采集系统，其特征在于，所述的步进电机与传动杆之间还有连轴器，传动杆的一端安装在活塞套筒的一端。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的在体软组织动态负载响应参数采集系统，其特征在于：所述 B/M 型线阵探头共包括 80 个超声阵元，其谐振工作频率为 7.5MHz，轴向分辨率为 0.5mm；它位于超声-力学复合探头的顶端，通过超声耦合剂与皮肤接触，以脉冲方式向软组织发射超声波，并接收其回波，进而提供二维 B 型和 M 型图像信号。

5. 如权利要求 1 所述的在体软组织动态负载响应参数采集系统，其特征在于：万向移动定位工作台在三维空间中提供升降、平面旋转、垂直旋转多个自由度的调整，升降调节范围为 50 厘米；XY 平面、YZ 平面和 XZ 平面旋转角的调节范围分别是 0~360 度、-90 度~+30 度和-90 度~+30 度，调整精度为 0.1 度。

一种在体软组织动态负载响应参数采集系统

技术领域

本发明属于医疗辅助器械，具体涉及一种在体软组织动态负载响应参数采集系统。

背景技术

非侵入、客观、定量，在体评价人体软组织生物力学特性对于临床疾病的诊断研究、疗效评价、乃至康复辅助器具的开发具有重要意义。如：对压疮敏感性软组织的早期鉴别、颈椎病患者颈部软组织在实施牵引和理疗等干预治疗前后的特性变化、借助人体的在体测量的粘弹性参数，用有限元分析法优化设计防压疮产品和假肢接受腔、糖尿病人足底软组织的特性变化等等。长期以来，上述这些工作的完成，主要靠医生或技师的触诊和经验，缺乏客观的检测手段和量化评价指标。

目前，在国外，已有几种软组织生物力学特性测试装置被设计出来并加以试用。这些装置以在体软组织为研究对象，综合应用力学、机械、生物、图像分析、自动控制和计算机科学等技术，取得了一定的效果。如：香港理工学院郑永平（1996、1999）等人研制了一个笔形、手动控制加载/减载的、在体软组织生物力学特性评价系统，它通过 A 型超声回波来跟踪组织层厚度和形变，同时，它还可以记录组织的应力大小。然而，由于 A 型超声的局限性和手动加载的随意性，该系统在内部组织层的标定及跟踪监测上易产生误跟踪，并有较大误差。美国匹慈堡大学 Brienza, 王珏（1997、2000）等人成功地研制了一个计算机控制的复合双功能超声座椅系统（CASS），用以测量了动态负载下的人体臀部软组织响应特性，建立了个体软组织粘弹性数学模型，进而为研究负载-组织内部形变响应特性提供了途径。这个系统虽克服了手动加载的随意性，但仍不能克服 A 超系统局限性。2000 年，意大利的 Scaleri, G 等人研制的非侵入型软组织力学特性测试微型系统，通过粘贴在人体表面的真空腔，轻吸软组织表面使之变形，真空腔的压力可由压力测量仪获得，而组织形变可由位于真空腔上面的激光测量仪获得，这种装置仅适用于分析浅表皮组织的生物力学特性。国内的软组织生物力学特性研究主要集中在离体软组织测量方面，如：王公瑞等研制的智能化生物软组织试验系统（1995），李晓阳等研制出软组织力学试验装置（1996），郝冬梅等人研制出生物软组织力学性能测试系统并验证了软组织的滞后等力学特性（2001），以及曾凡龙等研制出 STBM-2 型软组织生物力学分析仪（2003）。

发明内容

针对国内外同类产品的弊端，本发明的目的是：研制一种在体人体软组织动态负载响

应参数采集系统,为进一步分析人体软组织生物力学特性和进行临床诊断提供工具。

实现上述发明目的所采用的技术方案是:一种在体软组织动态负载响应参数采集系统,其特征在于,该系统包括:万向移动定位工作台,在该万向移动定位工作台上设置有超声-力学复合测试探头和加载/卸载系统,超声-力学复合测试探头由 B/M 型线阵超声探头和具有活塞结构的力学传感器组成,加载/卸载系统包括步进电机与步进电机驱动器;B/M 型线阵超声探头连接到 B/M 型超声诊断仪,并通过图像采集卡进一步与主机相连接;力学传感器通过数据采集卡与主机相连接;加载/卸载系统通过传动杆与复合测试探头相连,主机通过步进电机驱动器控制加载/卸载系统中的步进电机。

所述 B/M 型线阵超声探头设置在一传送托架内,传送托架和一活塞连接,活塞套筒上设有所述的力学传感器,并使力学传感器相对于活塞顶尖。

所述的步进电机与传动杆之间还有连轴器,传动杆的一端安装在活塞套筒的一端。

所述 B/M 型线阵探头共包括 80 个超声阵元,其谐振工作频率为 7.5MHz,轴向分辨率为 0.5mm;它位于超声-力学复合探头的顶端,通过超声耦合剂与皮肤接触,以脉冲方式向软组织发射超声波,并接收其回波,进而提供二维 B 型和 M 型图像信号。

万向移动定位工作台在三维空间中提供升降、平面旋转、垂直旋转多个自由度的调整,升降调节范围为 50 厘米;XY 平面、YZ 平面和 XZ 平面旋转角的调节范围分别是 0~360 度、-90 度~+30 度和-90 度~+30 度,调整精度为 0.1 度。

上述硬件系统内有相配套的软件程序,使之集二维超声图像监视与采集、超声回波跟踪、动态负载控制和负载-力学响应测量等功能为一体,实现对在体软组织动态负载响应信号的实时拾取。

本发明的在体软组织动态负载响应参数采集系统,具有良好的线性度和稳定性,并能执行多种加载模式,如:矩形波、三角波等。系统的加载速度为 0~2.35mm/s,承受力的检测范围为 0~3kg,检测精度大于 0.01kg,组织变形的测量范围为 0~40mm,测量精度大于 1mm。以人体大腿和小臂为试验对象的在体软组织生物力学参数检测试验被执行,软组织在动态负载条件下的受力过程及应变响应特性被实时跟踪检测。经初步的试验显示:该系统能按设置要求完成人体个体性软组织的松弛特性和滞后特性的检测,并达到了预期的效果。

本发明将加载/减载动态控制、力学参数测量与 B/M 型二维超声测量等理论和技术结合起来,在对人体软组织施加动态负载的同时,检测其负载-力学响应特性。系统还配有万向固定支架,可灵活地对人体各部位软组织生物力学特性进行定量在体评价。通过曲线拟合冯元桢的粘弹性模型到试验数据,从而获得个体化的粘弹性参数。与国内外已报道的

相关系统相比，本系统产生的技术效果在于：

1) 允许通过二维超声图像在体观察人体软组织层的形态、内部特征，以正确确定回波跟踪点和跟踪窗口的大小等，进而大大提高对所采集的组织变形数据的准确性；

2) 二维超声图像辅助确定扫描方向，从而减小由于超声扫描声束与组织反射界面不垂直所引起的反射回波能量的损耗，从而大大提高了检测灵敏度；

3) 固定马达控制自动加载/减载系统与二维超声图像监视动态加载过程结合，不仅可以避免人为手动控制加载/减载中由于不确定因素所引起的误差，而且可以跟踪超声换能器的倾斜角，以便实时对所测得的力进行修正，获得被测软组织层所承受的正压力。

附图说明

图 1 在体软组织动态负载响应参数采集系统总体示意图；

图 2 是动态加载装置及超声-力学复合探头结构示意图；

图 3 是力学传感器结构图；

图 4 力学量传送托架、活塞及活塞套筒示意图；其中 (a) 是传送托架示意图，(b) 是活塞示意图，(c) 是活塞套筒示意图；

图 5 主机系统工作框图；

图 6 主程序流程图；

图 7 主窗口界面子程序流程图；

图 8 跟踪监视子程序流程图；

图 9 组织形变—加载力曲线显示子程序流程图；

图 10 具有跟踪窗的主窗口界面；

图 11 数据采集状态下的主窗口界面；

图 12 软组织总厚度—加载力曲线。

以下结合附图和发明人给出的具体实施方式对本发明作进一步的详细说明。

具体实施方式

一、系统构成

本发明——在体软组织动态负载响应参数采集系统的结构与工作原理如图 1 所示，

采集系统由主机、超声-力学复合探头、步进电机动态加载装置、B/M 型超声诊断仪和万向移动定位工作台等五部分组成。主机由 PC 机、数据采集卡和视频采集卡构成，它在控制动态加载的同时，实时跟踪、采集来自超声诊断仪的 B/M 二维图像信号和来自复合探头的力学信号，并进行屏幕显示和存储。

系统在执行数据采集工作前，首先，调整万向移动定位工作台，使超声-力学复合探

头精确对准人体被测部位软组织。其次,根据屏幕上实测的二维B型软组织横切面断层图像和M型超声扫描选线,微调复合探头的位置与方向,使M型超声波束扫线垂直于被测组织层,以减小超声波在软组织中传播时,由于组织层间界面的声波折射所造成的能量损耗,从而获得超声测量的最佳灵敏度。第三,依据实测的二维软组织断层图像,设置M线,并在M型超声扫描选线与软组织层界面的交叉点上,设置跟踪检测窗,以便在动态加载条件下,跟踪检测软组织层的变形。

当系统执行数据采集工作时,主机根据临床研究/诊断项目的设计方案、要求及参数设置,对步进电机及其驱动装置送出相应的旋转速度和旋转方向等控制脉冲信号,驱动复合探头正向或反向位移往复运动,进而使其对被测软组织执行加载/减载操作。与此同时,主机通过跟踪窗,实时检测软组织层的变形及其负载压力,以获得动态负载条件下的应力、应变及其它们随时间的变化数据。

系统可对采集到的数据进行进一步后处理,建立个体性软组织的生物力学响应模型,获取个体性软组织的生物力学响应参数。这些参数为软组织疾病的临床诊断、干预治疗的疗效评价,以及软组织特性评价提供了客观的量化指标。

1. 硬件部分设计

1.1 超声-力学复合测试探头

超声-力学复合探头由力学传感器、B/M型线阵超声探头和力学量传送装置(包括力学量传送托架、活塞和活塞套筒)组成(见图2)。B/M型线阵超声探头设置在一传送托架内,传送托架和一活塞连接,活塞套筒上设置力学传感器,使力学传感器相对于活塞顶尖,活塞套筒的一端可连接传动杆,构成超声-力学复合测试探头。

a. 力学传感器设计

力学传感器固定在复合探头后方的活塞套筒上(见图2)。施加在超声探头上的力通过托架及托架底部为圆锥形的活塞,施加在力学传感器的一个桥臂上。活塞嵌入活塞套筒,以保持施力方向的稳定性。力学传感器采用应变片传感器,它根据桥式电路的工作原理,将施加在其上的力拾取进来,经过变送器转换后,送出电压值。力学传感器的测量范围为0~5kg,其输出范围为0~5V电压,测量精度为 $\pm 0.1\text{FS}$,测量线性度为0.1%FS,灵敏度为0.001V。图3是力学传感器载体的结构与桥式电路的电原理图。其中 R_i 为应变电阻。

b. B/M型线阵超声探头

B/M超声线阵探头共包括80个超声阵元,其谐振工作频率为7.5MHz,轴向分辨率为0.5mm。它位于超声-力学复合探头的顶端,通过超声耦合剂与皮肤接触,以脉冲方式向软组织发射超声波,并接收其回波,进而提供二维B型和M型图像信号。

c. 力学量传送装置设计

力学量传送托架和活塞一起将来自超声探头的力传送到力学传感器上，活塞套筒用来固定力学传感器并与传动杆相连。见图 4。

1.2 动态加载/卸载装置的机械设计及工作原理

动态加载/减载系统由电机控制/驱动器、步进电机、连轴器、连接丝杆、传动杆等部分组成（见图 2）。步进电机采用深圳步进科技公司生产的 2S56Q-03876 系列混合式两相步进电机。它通过连轴器、丝杆和传动杆与复合探头后方的活塞套筒相接。超声探头、活塞、活塞套筒、丝杆、传动杆及步进电机的轴心完全一致，以确保主机能正确地执行动态加载/减载操作，并将垂直于超声探头上表面的施加力准确地传给压力传感器。

主机通过软件由电机控制/驱动器驱动步进电机。当步进电机正转，复合探头对软组织加载，组织层压缩变形；当步进电机反转，复合探头对软组织减载，组织层恢复原状。动态加载/减载所产生的总位移量 d 可根据进电机的转速 v 、步长 η 、单位步进数 μ 和时间 t 的乘积来计算，即：

$$d = v \cdot \eta \cdot \mu \cdot t$$

其中 v 的单位是转/秒； η 的单位是毫米/步； μ 的单位是步/转； t 的单位是秒。

1.3 万向移动定位工作台

万向移动定位工作台（见图 1）用以固定支撑复合探头一步进电机联动系统。它可在三维空间中提供升降、平面旋转、垂直旋转等多个自由度的调整。升降调节范围为 50 厘米，以满足测试人体不同高度部位，如：小腿、大腿、臀部和颈部的软组织特性的测量。XY 平面、YZ 平面和 XZ 平面旋转角的调节范围分别是 0~360 度、-90 度~+30 度和 -90 度~+30 度，调整精度为 0.1 度，以确保测试具体部位软组织时复合探头方向的精确定位。

1.4 B/M 线阵超声诊断系统

B/M 线阵超声诊断系统采用的是无锡祥生公司生产的 CHISON 600M 超声诊断仪的主机系统。它为主机主控界面提供实时 B 型、B/M 型、M 型显示画面，以通过二维扫描图像观察皮下软组织层的结构和 M 型超声扫描选线的位置。这为正确选择、设定扫描方向和实时动态跟踪检测点提供了基础。该系统工作频率为 7.5MHz、扫描深度为 240mm、提供 30 帧/秒、256 灰阶显示、并具有 PAL 制视频信号输出功能和图像冻结功能等。

1.5 主机系统

PC 机、PCL-818L 数据采集卡（研华公司生产）和 MVPCI-V3A 型视频采集卡（微视公司生产）构成主机系统。主机系统工作框图如图 5。数据采集卡具有模拟输出和模拟输

入功能，并且输入、输出电压范围可选。为了与力学传感器的输出信号相匹配，输入电压范围被设置在 $\pm 5V$ 。输出电压范围被设置在 $0\sim 5V$ ，以便输出脉冲与TTL电平相兼容，满足步进电机驱动器的要求。

图像采集卡具有实时采集、实时存储、实时单屏显示来自视频源的图像的功能。在本系统中，图像采集卡通过PAL视频输出端口与超声诊断仪的主机系统相连，并通过PCI总线插槽与PC机连接。

主机系统通过数据采集卡的模拟输出端口送出脉冲信号，以控制步进电机的运转速度。通过数据采集卡的数字输出端口的其中一位输出控制步进电机的运转方向，实现对复合探头往复运动的控制操作，对软组织进行加载和卸载。与此同时，主机系统通过数据采集卡的模拟输入端口采集来自力学传感器的软组织负载响应力学信号。视频采集卡负责将超声诊断系统中的二维图像信号和M型超声回波信号实时传送进主机系统，以便设置跟踪窗口和实时跟踪采集软组织层变形信号。

2. 软件部分设计

2.1 软件部分功能要求

由于图像采集卡和数据采集卡的API函数都有VC++版本，所以发明人采用Visual C++作为开发软件，这样使得系统的开发过程更方便、移植性更强。软件编程要完成的功能包括：力学量的采集、步进电机的控制、图像的采集与存储、图像模板的选取与存储、线模板数据的处理、软组织的形变、应变—应力曲线等。

2.2 软件部分总体框图

软件主体框架流程图，见图6，程序首先初始化图像卡和数据采集卡，如果初始化不成功，则提示初始化错误，程序被终止。否则，进入建立主窗口界面子程序，主窗口界面是用户使用该系统时所看到的界面，建立了主窗口界面后，在进行实时图像显示之前，需要输入受试者的个人资料及软件运行过程中需要的相关参数，如电机转速、运动距离等。接着，程序进入跟踪监视与数据采集子程序，实时采集超声图像并对采集到的每一幅图像进行处理。最后，进入组织形变—加载力曲线显示子程序，显示软组织的组织形变—加载力曲线。

2.3 软件各部分的实现

软件的子程序包括建立主窗口界面子程序、跟踪监视与数据采集子程序和组织形变—加载力曲线显示子程序。

a. 建立主窗口界面子程序流图

图7是建立主窗口界面的子程序。主窗口界面是操作时的用户界面，包括受试者个

人资料区、对图像操作的位图按钮区、系统参数区、结果数据显示区、窗口模板显示区、实时图像显示区。每个区的详细内容将在下面介绍。

b. 跟踪监视与数据采集子程序流程图

如图 8，在跟踪监视程序开始时，用户首先鼠标点击用户界面上的一个实时显示位图按钮，来进行实时图像显示。在实时显示过程中，操作者需要不断调节万向定位平台以调整探头位置，确保超声图像中软组织界面基本上垂直于超声探头，并且选出一幅软组织结构较清楚的图像作为初始图像。接着，按下用户界面上的图像冻结位图按钮，冻结该幅图像。然后，在冻结后的图像中截取模板。模板包括四部分，三个矩形窗模板和一个线模板。窗模板的大小为 64*64 个像素，它们分别位于软组织各层的分界面上，也就是图像中较亮的横纹。线模板是图像矩阵中的一列数据，线模板必须穿过所选的窗模板。选定模板后，点击主窗口界面中模板显示区的“确定”按钮，窗模板的图像就被显示并保存起来。此时，程序进入等待状态，等待来自操作者的鼠标消息。如果此时操作者点击 capture 按钮，则程序的定时器被激发，程序将开始数据采集，每间隔一定时间，程序进行一次如下的操作：

- 通过数据采集卡发送脉冲信号（其频率与操作者输入的系统参数有关）到步进电机驱动器，驱动器驱动电机运转；
- 通过数据采集卡采集来自力学传感器的信号并将它存储、显示到主窗口界面上的结果数据显示区；
- 采集当前帧的超声图像并存储；
- 采集、存储当前帧的线模板数据并以 A 超图像的形式显示在主窗口界面中实时显示区的右边；
- 计算窗模板中线模板的最大值并存储。

这种操作循环进行，直至采集到的超声图像的帧数达到预先的设定值。

c. 组织形变—加载力曲线显示子程序流程图

在上述的跟踪监视与数据采集子程序中，已经得到组织形变—加载力曲线所需要的数据。图 9 是组织形变—加载力曲线显示流程图，描述如下：

子程序启动后，等待操作者要求显示组织形变—加载力曲线的消息，收到消息后，首先，程序会生成一个新的对话框（区别于主窗口界面）；接着，确定曲线的显示区域并布置背景；最后，将存储的组织形变—加载力数据进行处理，并画出曲线。

2.4 软件结果显示

软件结果包括主窗口界面的生成、跟踪监视与数据采集、组织形变—加载力曲线显示等。

图 10、图 11 分别为选定模板状态下的主窗口界面、数据采集状态下的主窗口界面。图 10 右边从上到下依次是受试者个人资料区、对图像操作的位图按钮区、系统参数区、采集帧数显示区、结果数据显示区、窗口模板显示区。其中个人资料区包括姓名、年龄、性别、病历号、日期、临床诊断。位图按钮区包括实时显示位图按钮、选模板位图按钮、图像采集位图按钮及退出位图按钮。系统参数区包括超声探头的移动方向设定、移动速度、移动距离、加载方式、间隔时间及总时间。采集帧数显示区包括帧数显示及进度条。结果数据显示区包括力学量显示、皮肤厚度、肌肉形变 1、肌肉形变 2、脂肪形变。窗口模板显示区包括三个模板显示框及模板确定按钮。图 10 左边的区域是实时图像显示区。实时图像显示区中三个亮的窗口是选定的三个跟踪窗，穿过窗模板的亮线是选定的 M 型扫线。跟踪窗选定后，三个窗模板的图像显示在图 10 右下角的模板显示区。

与图 3-10 相比，图 3-11 中唯一不同的是线模板数据所代表的 A 超图像被显示在实时显示区的右边，而且，随着图像的实时变化，A 超图像也在实时变化。另外，每幅超声图像所对应的力学量也在结果数据显示区实时显示。

二、临床试验数据采集

1. 试验过程描述

在一个新的试验开始以前，首先要保证系统中所有的组件都处于正常工作状态，包括超声诊断仪、力学传感器、电机及其驱动器、图像卡和数据卡、各部分电源、机械装置等。如果发现异常情况，及时纠正。另外，确保各个需要标定的组件是经过标定的，以使测量结果更加客观，准确。试验的过程如下：

- (1) 将整个试验的过程及应该注意的环节告诉受试者；
- (2) 待受试者坐上轮椅后，固定轮椅，并固定受试者的受试部位；
- (3) 将超声耦合剂均匀涂在受试部位；
- (4) 调节万向移动定位工作台，使超声探头对准受试部位，与受试部位基本垂直；
- (5) 旋转万向移动定位工作台的上下按钮，不断调节探头的位置，同时监视数据采集卡的读数和超声图像，如果数据采集卡的读数和超声图像的质量都达到较理想的状态，停止调节探头位置；
- (6) 运行软件，输入受试者个人资料及程序相关参数；
- (7) 继续运行程序，程序会按照操作者的设定值，自动采集数据并保存在受试者的个人资料中；
- (8) 试验结束，受试者离开；
- (9) 进行数据后处理，分析处理结果，并存入受试者个人资料中。

2. 试验数据的存储

试验过程中，程序会按照操作者输入的参数自动运行并保存采集到的试验数据。试验数据都保存在一个以受试者名字命名的文件夹中，该文件夹中包含 Tempdata、Module、Seriesdata、Volumn、matlab 处理、曲线共六个文件夹，除了曲线文件夹，其余都是在程序运行时自动生成。

Tempdata 文件夹中保存的是初始的 B 超图像，即探头开始移动前的超声图像；

Module 中包括三副图像，分别是三个窗模板的图像，它们都以位图形式存储；

Seriesdata 中所存储的是程序运行时所采集的所有超声图像，它们也是以位图的形式存储。设定的采集帧数多大，Seriesdata 中就有多少幅超声图像；

Volumn 中保存每幅超声图像中线模板的数值，它们以 txt 文件的格式存储。同样，文件的数量与预设的采集帧数相等；

matlab 处理文件中包含两部分内容，分别是每个窗模板中线模板数据的最大值和当前的力学量值，也以 txt 文件的格式存储，此文件中的数据留做 matlab 处理；

曲线文件夹中保存的是程序的最终运行结果，即软组织各层厚度—加载力曲线，以位图的形式存储。

3. 数据采集实例 ---- 应力松弛特性数据采集

应力松弛特性描述如下：若将试件突然固定在一定变形之下，开始时材料内部达到一定的应力，以后随着时间的延长，该应力逐渐减小，这一过程称为松弛。材料应力与时间的关系曲线称为应力松弛曲线。为了验证软组织的应力松弛特性，申请人采用如下的控制过程来进行数据采集：

(1) 使超声探头位于一个起始位置，此时应力的计为应力初始值；

(2) 在软件界面中“加载方式”一栏选择“冲激响应”，软件会自动按照(3)~(5)的过程运行；

(3) 连续发送脉冲，控制步进电机前进，同时采集超声图像及应力数据，直至采集的图像帧数到达预设值 1，此时软组织的应力到达最大值；

(4) 停止发送脉冲，步进电机停止转动，探头与人体相对位置基本保持不变，继续数据采集，直至采集的图像帧数到达预设值 2；

(5) 重新发送脉冲，控制步进电机反向运动，探头与人体的接触越来越松，同时继续采集图像及应力数据，直至采集的超声图像达到预设值 3；

按照上述过程运行结束后，组织厚度—加载力曲线所需要的所有数据都已经获得。图 12 示出一个典型的实测例，它反映了在体软组织在动态负载，即：加载-保持-卸载过

程中，总的软组织层厚度变化与加载力变化之间的关系。图中，横坐标代表加载时间，单位是秒，左边的纵坐标代表组织厚度，单位是 mm，右边的纵坐标代表加载力的大小，单位是牛顿。图中的两条曲线分别表示软组织层总厚度—时间曲线、加载力—时间曲线。在体软组织的松弛特性可从这初步的结果中被观察到。进一步的软组织数学建模、软组织粘性参数的提取及其生物力学参数分析不包括在此发明中，故省略。

综上所述，按本发明制备的在体软组织动态负载响应参数采集系统，具有良好的线性和稳定性，并能执行多种加载模式，如：矩形波、三角波等。系统的加载速度为 0～2.35mm/s，承受力的检测范围为 0～3kg，检测精度大于 0.01kg，组织变形的测量范围为 0～40mm，测量精度大于 1mm。以人体大腿和小臂为试验对象的在体软组织生物力学参数检测试验被执行，软组织在动态负载条件下的受力过程及应变响应特性被实时跟踪检测。经初步的试验显示：该系统能按设置要求完成人体个体性软组织的松弛特性和滞后特性的检测，并达到了设计预期的效果。

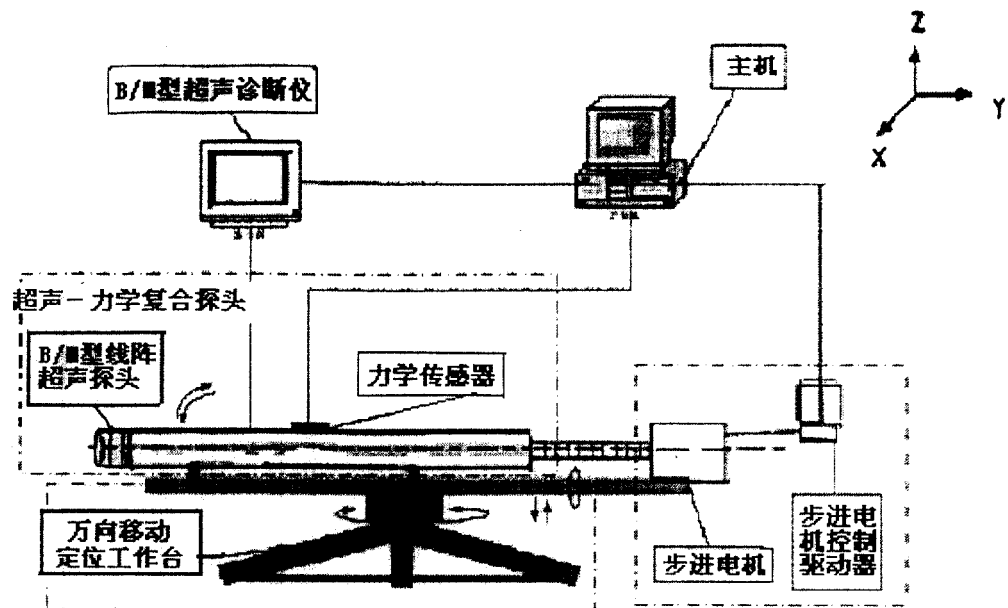


图 1

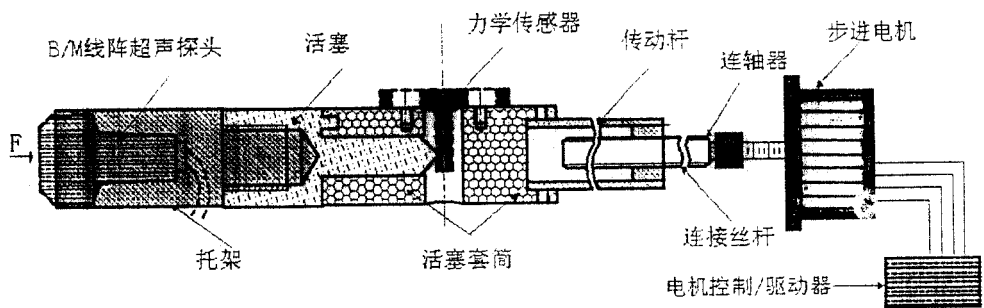


图 2

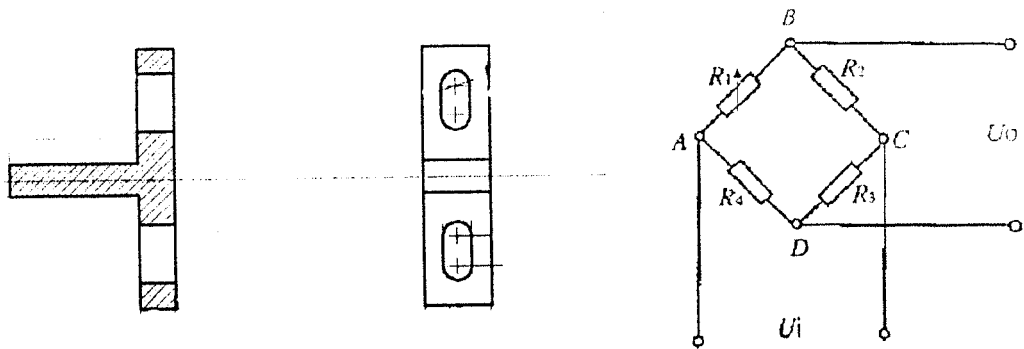


图 3

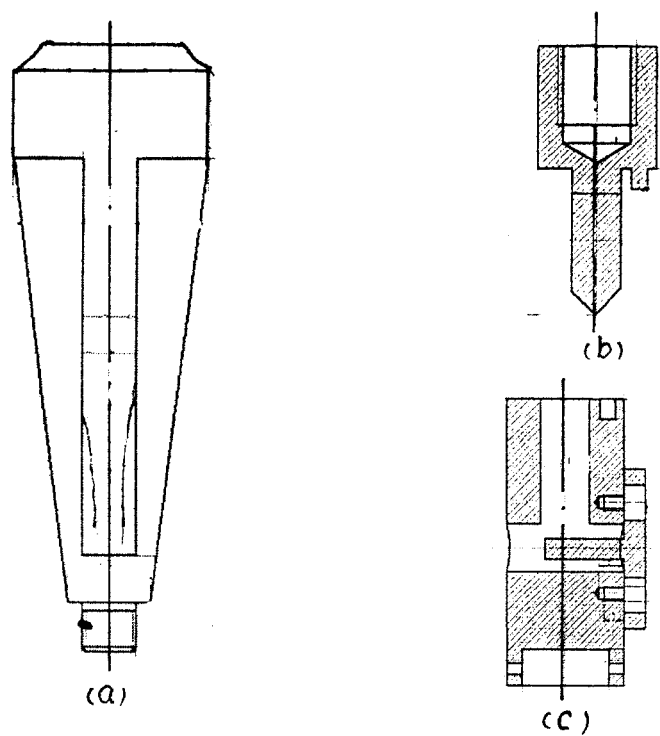


图 4

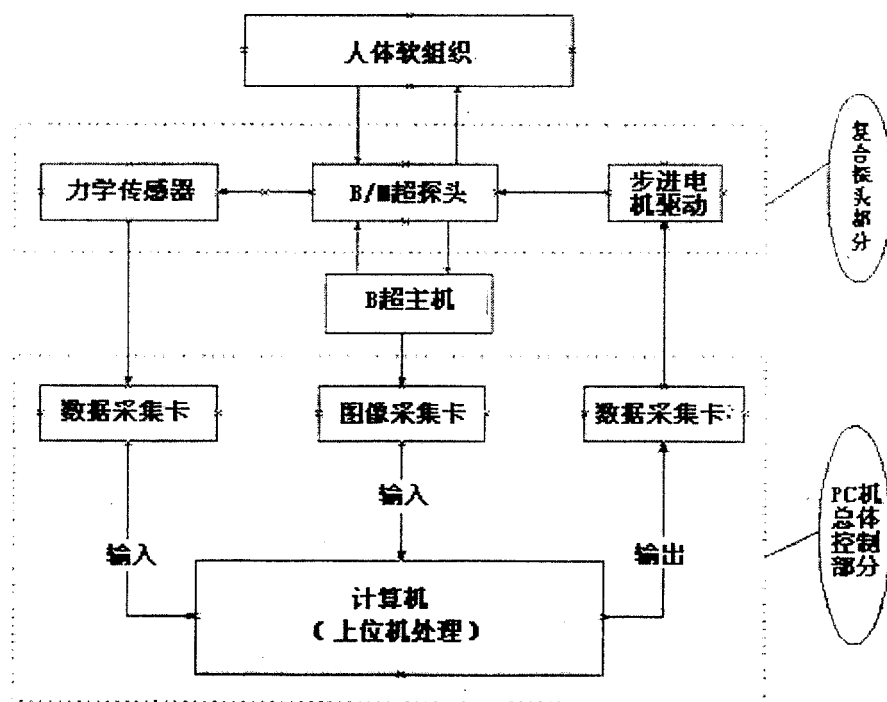


图 5

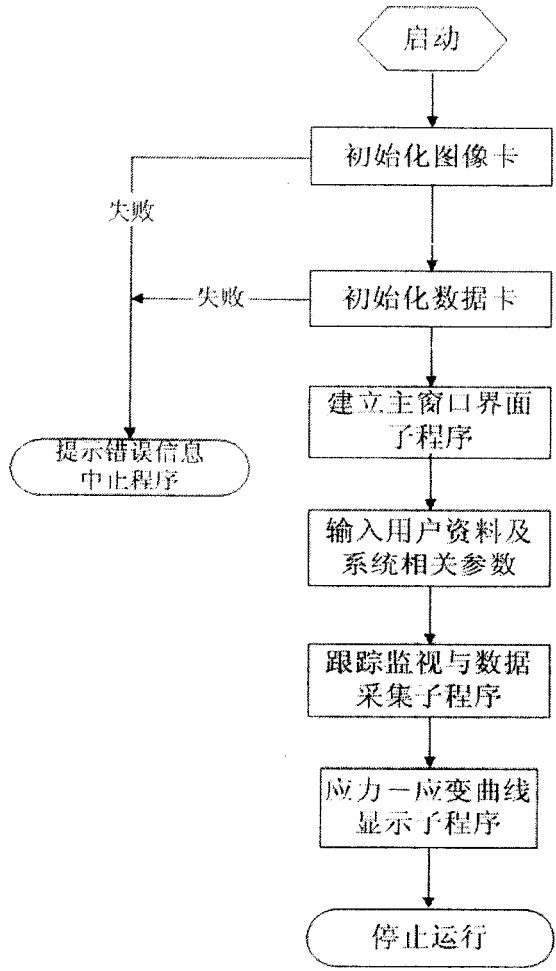


图 6

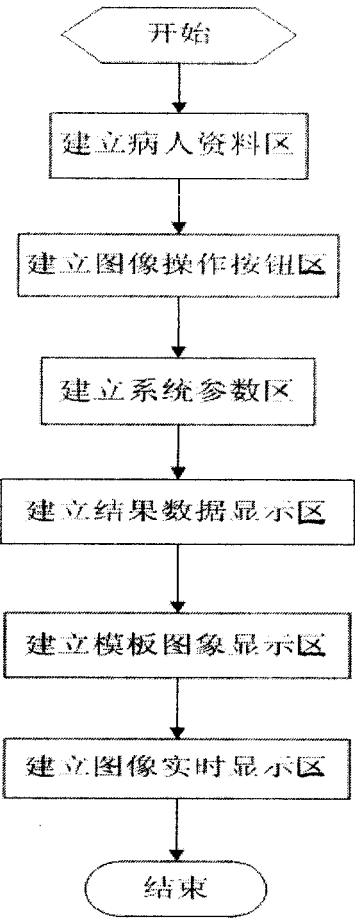


图 7

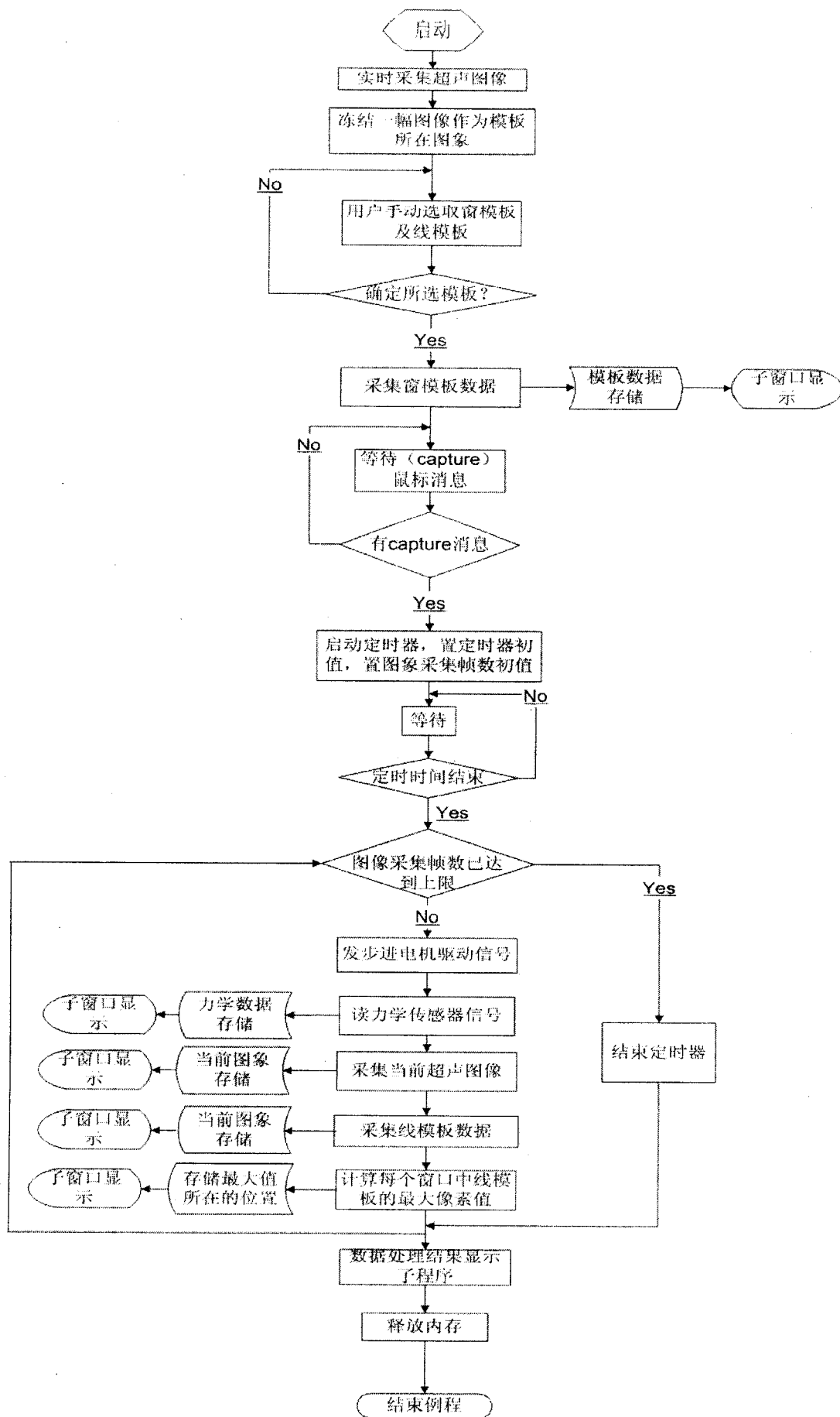


图 8

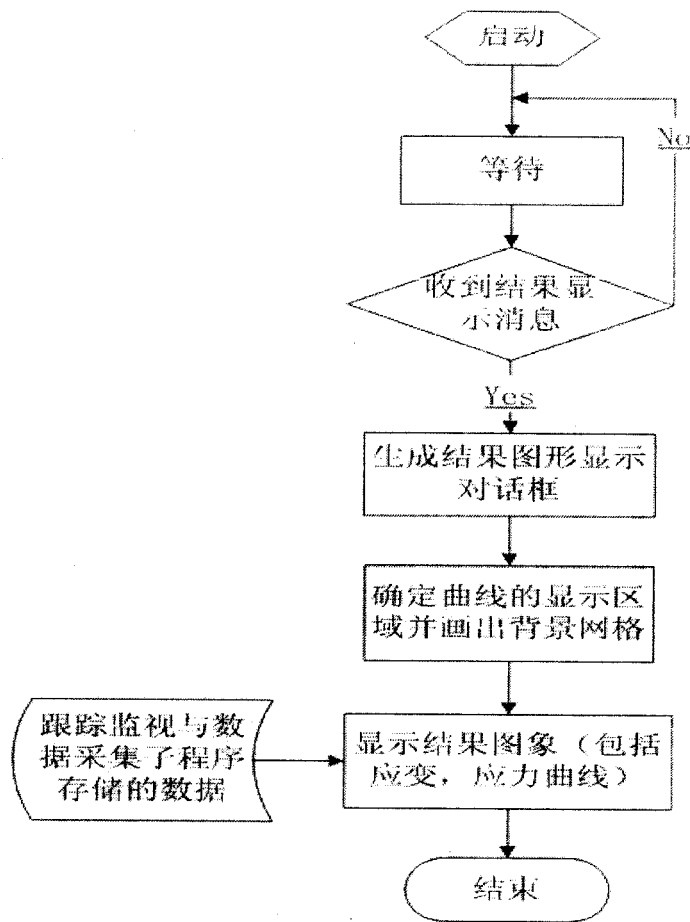


图 9

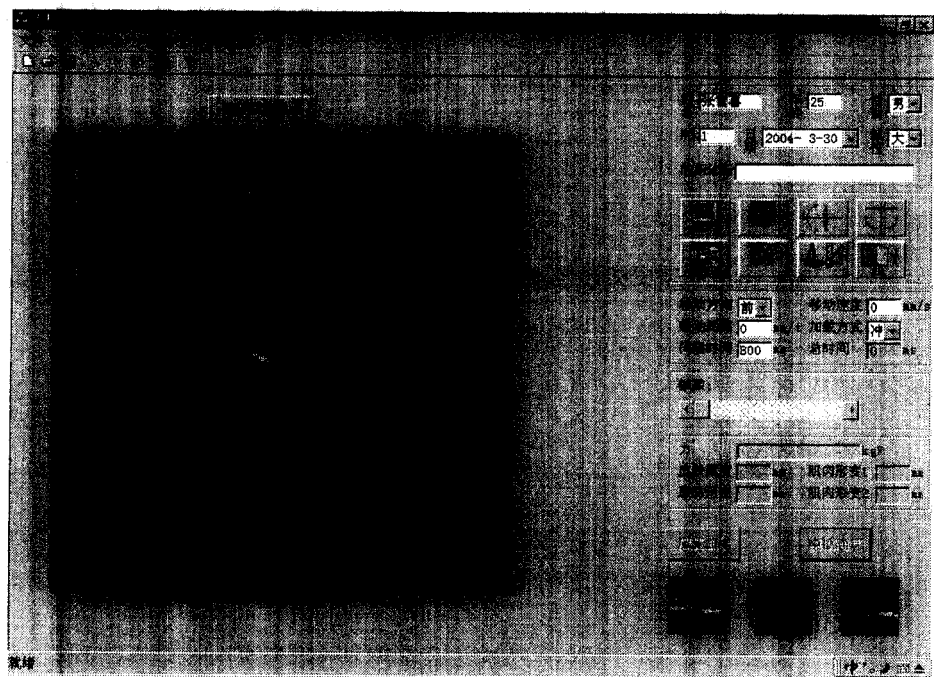


图 10

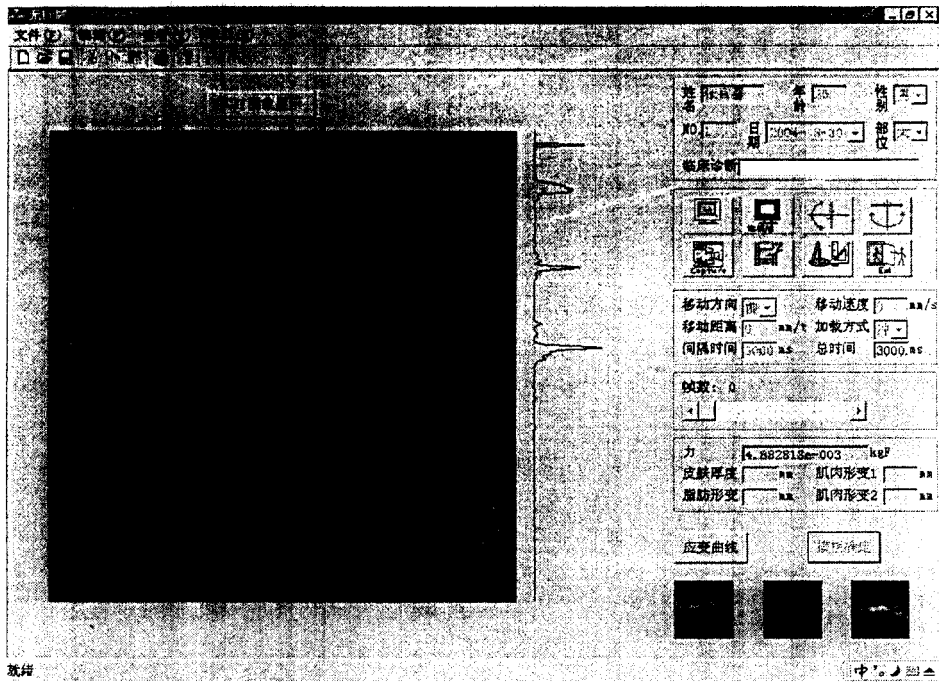


图 11

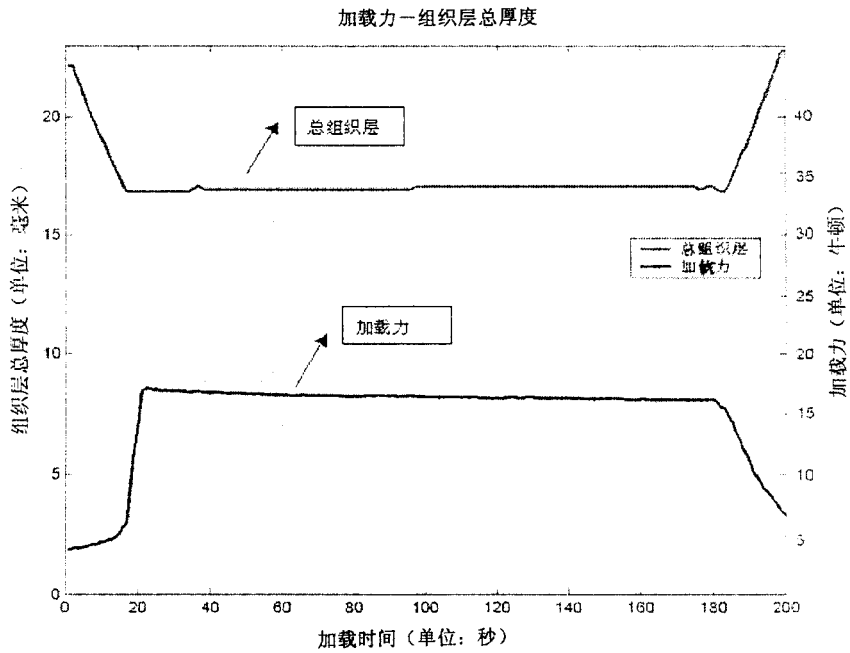


图 12

专利名称(译)	一种在体软组织动态负载响应参数采集系统		
公开(公告)号	CN1317995C	公开(公告)日	2007-05-30
申请号	CN200410026354.X	申请日	2004-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	王珏 薛枫 刘雪良		
发明人	王珏 薛枫 刘雪良		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 A61B19/00		
其他公开文献	CN1596823A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种在体软组织动态负载响应参数采集系统，包括：一万向移动定位工作台及设置在其上的超声-力学复合测试探头和加载/卸载系统。超声-力学复合测试探头由B/M型线阵超声探头和力学传感器组成，B/M型线阵超声探头连接到B/M型超声诊断仪，并通过图像采集卡进一步与主机相连接；B/M型线阵超声探头托架尾部圆锥活塞与应变桥构成力学传感器，力学传感器通过数据采集卡与主机相连接；加载/卸载系统通过传动杆与复合测试探头相连，主机可通过驱动器与加载/卸载系统中的步进电机相连。系统内有相配套的软件程序，使之集二维超声图像监视与采集、超声回波跟踪、动态负载控制和负载—力学响应测量等功能为一体。系统具有良好的线性度和稳定性。

