

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE INFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO

IAGO BERNDT

**Simulação eficiente de cortes em objetos
deformáveis baseados em partículas**

Dissertação apresentada como requisito parcial
para a obtenção do grau de
Mestre em Ciência da Computação

Prof. Dr. Anderson Maciel
Orientador

Prof. Dr. Rafael Piccin Torchelsen
Co-orientador

Porto Alegre, maio de 2018

CIP – CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

Iago Berndt,

Simulação eficiente de cortes em objetos deformáveis baseados em partículas /

Iago Berndt. – Porto Alegre: PPGC da UFRGS, 2018.

73 f.: il.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Computação, Porto Alegre, BR–RS, 2018. Orientador: Anderson Maciel; Co-orientador: Rafael Piccin Torchelsen.

1. Simulação de corte. 2. Dinâmica baseada em posição. 3. Sistema massa-mola. 4. Modelo livre de malha. 5. Reconstrução de malha. 6. Interação háptica. 7. Cirurgia virtual. I. Maciel, Anderson. II. Torchelsen, Rafael Piccin. III. Título.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Vice-Reitor: Prof^a. Jane Fraga Tutikian

Pró-Reitor de Pós-Graduação: Prof. Celso Giannetti Loureiro Chaves

Diretor do Instituto de Informática: Prof^a. Carla Maria Dal Sasso Freitas

Coordenador do PPGC: Prof. João Luiz Dihl Comba

Bibliotecário-Chefe do Instituto de Informática: Beatriz Regina Bastos Haro

RESUMO

A simulação de cortes em corpos deformáveis tem sido estudada em computação gráfica há mais de duas décadas. Existem muitas soluções satisfatórias, no entanto, muitas de suas aplicações, como a simulação cirúrgica, exigem um alto grau de realismo e desempenho para serem eficazes. Trabalhos prévios baseados em FEM e massa-mola não são escaláveis a cenários cirúrgicos complexos. Neste contexto, o uso da técnica de *Position Based Dynamics* (PBD) tem se mostrado praticável, entretanto, a sua manipulação tem levantado novos desafios para essa aplicação. Neste trabalho serão apresentados novos métodos que permitem, pela primeira vez, o uso de PBD para a simulação de cortes livres de malha em cenários complexos. As soluções propostas incluem um método para efetuar eficientemente o feedback de força durante os cortes, um modelo de fluxo de calor igualmente eficiente para simulação de eletrocauterização e um novo esquema adaptativo de skinning baseado em partículas orientadas. Com base nessas novas soluções, criamos cenários cirúrgicos que demonstram a alta escalabilidade da abordagem e sua versatilidade para simular sólidos e líquidos de diferentes tipos dentro de um solucionador unificado.

Palavras-chave: Simulação de corte, dinâmica baseada em posição, sistema massa-mola, modelo livre de malha, reconstrução de malha, interação háptica, cirurgia virtual.

Efficient surgical cutting of deformable objects based on particles

ABSTRACT

The cutting simulation on deformable bodies has been studied in computer graphics for more than two decades. There are many satisfactory solutions, however, many of its applications, such as surgical simulation, require a high degree of realism and performance to be effective. Previous works based on FEM and mass-spring are not scalable to complex surgical scenarios. In this context, the use of the Position Based Dynamics (PBD) technique has been shown to be feasible, however, its handling has raised new challenges for this application. In this work, we are going to show you new methods that allow, for the first time, the use of PBD for the simulation of free mesh cuts in complex scenarios. The proposed solutions include a method to efficiently effect force feedback during cutting, an equally efficient heat flow model for electrocautery simulation, and a new skin-based adaptive scheme based on targeted particles. Based on these new solutions, we have created surgical scenarios that demonstrate the high scalability of the approach and its versatility to simulate solids and liquids of different types within a unified solver.

Keywords: cutting simulation, position-based dynamics, spring-mass system, meshless models, skinning, haptic interaction, virtual surgery.

LISTA DE FIGURAS

2.1	Representação do dispositivo háptico utilizado nas simulações. Destacado em vermelho estão os três eixos responsáveis por identificar a posição do cursor e fornecer o retorno háptico. No final do dispositivo, destacado em cinza, estão os eixos responsáveis por identificar a orientação do cursor.	17
3.1	Técnica de corte progressivo simples baseado na subdivisão dos triângulos. (a) Discretização do caminho realizado pela ferramenta de corte. (b) Subdivisão dos triângulos. (c) Resultado de um corte após a reconstrução da cavidade aberta e reconstruída (ZHANG; PAYANDEH; DILL, 2002).	24
3.2	Corte realizado utilizando uma técnica baseada em encaixe de nós. Neste método, é reduzido a criação de nós apenas movendo e duplicando os nós próximos ao caminho do corte (LIM; JIN; DE, 2007).	25
3.3	Técnica para corte sobre FEM. (a) Grade de simulação hexaédrica inicial. (b) Grade ajustada após a realização do corte. (c) Resultado visual do método (DICK; GEORGII; WESTERMANN, 2011).	25
3.4	Realização de um corte sobre um modelo baseado em PBD (PAN et al., 2015).	26
3.5	Simuladores cirúrgicos utilizando o método de elementos finitos para realizar a deformação dos órgãos.	28
3.6	Simuladores de cirurgia utilizando corpos deformáveis baseados em partículas.	29
3.7	Comportamento de um cluster utilizado para orientar as partículas e manter a forma do modelo. Cada partícula recebe uma posição no sistema de coordenadas do cluster e é atraído por ela.	30
4.1	Ilustração dos níveis de simulação do corpo. (A) Ilustra a estrutura física do objeto que é formado por partículas. (B) Ilustra os diferentes materiais que são mapeados sobre o corpo, com cada cor representando um material. (C) Renderização final após a reconstrução da malha. (D) Simulação da temperatura do corpo, a qual é capaz de receber adição de calor e ter regiões definidas para sofrer perda de massa. (E) Orientação de cada partícula usada para reconstruir a malha triangular usada na renderização.	31
4.2	Fluxo computacional das etapas realizadas pelo nosso método. Enquanto a maioria das etapas ocorrem na CPU, o passo mais computacionalmente intensivo é feito na GPU.	32

4.3	Principais etapas para a geração da estrutura de partículas de um modelo. (a) Identificação do material de cada voxel. (b) Inserção de partículas com as propriedades do material. (c) Estrutura final obtida em uma simulação real.	33
4.4	Comportamento do sistema de massa-mola com diferentes estruturas. (a) Cubo sem molas de apoio na horizontal, resulta em uma estrutura sem sustentabilidade. (b) Solução para que o cubo mantenha a sua forma, entretanto apresenta um número maior de molas. (c) Solução utiliza neste trabalho, onde a colisão entre as partículas faz o objeto preservar a forma.	33
4.5	The Visible Human Project™ é um projeto de longo prazo elaborado pela National Library of Medicine que se propõe a criar uma base de imagens digitais de corpos humanos, até o momento foram registrados dois cadáveres, um masculino e outro feminino. Neste trabalho foram utilizadas as imagens do corpo feminino por serem mais recentes e terem uma melhor resolução gráfica.	34
4.6	Amostra de um conjunto de imagens utilizadas para a geração de um cenário. Além de serem utilizados na geração dos modelos, também são utilizadas como textura na renderização.	34
4.7	Segmentação manual dos materiais, onde cada cor representa um tipo de tecido que define diferentes propriedades do material. No total foram geradas 512 imagens.	35
4.8	Cada partícula representa uma região volumétrica do tecido com características diferentes. Aplicar uma força externa sobre uma partícula (seta preta) propagará o efeito. As partículas cinzas representam um corpo rígido que é que tem suas partículas agrupadas em um cluster como descrito no trabalho PBD.	36
4.9	Marching Cubes adaptado para o nosso método. Os vértices de cada triângulo estão ligados a um canto do cubo com partícula presente, já esta partícula fornece um de seus eixos de orientação para ser calculado a posição do vértice. Como no Marching Cubes, são gerados as 256 possibilidades a partir destes casos.	38
4.10	Extração de superfície de um objeto formado por um grupo de partículas. O item (b) ilustra a configuração inicial. Observe, no item (c), que o movimento da partícula é seguido pelas células que nos permite usar a mesma triangulação para extrair a superfície.	39
4.11	Caso em que as partículas estão ligadas a uma linha, nosso método ainda consegue calcular a orientação das partículas de modo que o skinning gere uma superfície lisa.	40
4.12	Comportamento da malha durante a perda de massa de uma partícula. No item (1) todas as partículas estão com a mesma massa, assim mantendo a superfície nivelada. Já nos itens (1) e (2) uma das partículas teve perda de massa, fazendo com que a superfície ficasse com uma deformação.	40

4.13	Mapeamento de textura sobre um objeto já manipulado e deformado. (a) Representação das partículas em um objeto sendo manipulado, repare que as áreas internas que foram reconstruídas também precisam receber uma textura. (b) Partículas no sistema de coordenadas da textura, onde, todas já iniciam com uma posição, inclusive as internas, não havendo necessidade de serem alteradas durante a simulação.	41
4.14	Células MC representadas no sistema de coordenadas da textura 3D.	41
4.15	Calculando uma orientação (direção) para uma partícula com base em partículas vizinhas. O item (a) ilustra a distribuição inicial de partículas onde a orientação é alinhada com o eixo do sistema de coordenadas. O item (b) mostra uma força externa (seta) que move as partículas fazendo com que elas exijam uma nova orientação (ilustração do cálculo de $n(i)$). O item (c) ilustra o cálculo do componente $c(i)$, onde o eixo recebe a médio do mesmo eixo dos vizinhos. (d) Representação de uma das etapas para se obter o $(c(i))$, cálculo do eixo z a partir do produto vetorial dos dois outros eixos.	42
4.16	Simulação da interação com ferramentas. No item (a), as partículas que tocam a ferramenta recebem calor que é transmitido para a próxima partícula. Um corte é feito quando uma partícula atinge um limiar de calor específico dependendo do material. O item (b) ilustra a ferramenta que toca um grupo de partículas e o efeito de força resultante (setas).	43
4.17	Representação do efeito causado pela descarga elétrica de um eletrodo. Por tratar-se de um eletrodo monopolar, a corrente elétrica se espalha por toda superfície e pelo interior do órgão, resultando em diferentes efeitos conforme a distância (WAYE; REX; WILLIAMS, 2008).	45
4.18	Simulação do efeito visual de coagulação. No item (a) é demonstrada a malha da superfície de um órgão sobre as partículas. Após isso, no item (b), a ferramenta se aproxima da superfície liberando calor. Conforme as partículas se aquecem, a superfície começa a receber o efeito de coagulação, como no item (c). Após a ferramenta se afastar e a temperatura das partículas normalizar, o efeito de coagulação é mantido, como mostrado no item (d).	46
4.19	Descarga elétrica disparada por um eletrodo ativo.	46
4.20	Simulação do efeito visual de uma descarga elétrica. No item (a) é realizada a identificação da partícula mais próxima da região eletrificada da ferramenta. Em seguida, como no item (b), é criada uma árvore de linhas que se origina na ferramenta e segue em direção à partícula selecionada. O processo é repetido um número arbitrário de vezes para se chegar a um resultado como no item (c).	47
4.21	Cálculo de um ruído para cada dimensão da normal. Como semente para o cálculo é utilizado as coordenadas da textura 3D dada pelos vértices e que estão sendo interpolados pelo <i>shader</i>	48
4.22	Aplicação do ruído na normal de um vértice. No item (a) é calculado o novo vetor utilizado para a renderização, onde é somado à normal n o vetor de ruído v multiplicado por uma constante de intensidade c . No item (b) é mostrado o resultado esperado após distorcer todas as normais da superfície, propiciando o efeito de pequenas deformidades.	48

4.23	Simulação da propagação de calor. Neste caso, é possível observar as partículas coloridas de acordo com sua temperatura atual, para isso, utiliza-se um degradê entre vermelho e azul, sendo vermelho para 300°C e azul para a temperatura ambiente de 20°C.	50
4.24	Simulação de remoção de massa utilizando uma ferramenta. Nos itens (a) e (b) é efetuado um simples toque da ferramenta na superfície do corpo. Já nos itens (c) e (d) é realizado um corte profundo em direção ao centro da estrutura.	51
4.25	Reconstrução de malha sem suavização e renderizada com <i>flat shading</i> .	51
4.26	Aplicação de suavização na malha reconstruída e uso de <i>phong shading</i> na renderização.	52
4.27	Malha durante a perda de massa das partículas após receber calor da ferramenta.	52
4.28	Simulação do retorno háptico. Acima da ferramenta é possível ver a representação do vetor de força executado pelo dispositivo háptico durante o corte.	53
4.29	Instrumentos de laparoscopia implementados no simulador. Porta agulha (a) e (b), Pinça (e), Bisturi (d), Cautério em gancho (e) e Cautério reto (f).	53
4.30	Corte com uma ferramenta customizada.	54
4.31	Efeito de carbonização durante cortes.	54
4.32	Efeito de coagulação durante os cortes.	54
4.33	Simulação da remoção de massa junto com corpos rígidos utilizando uma ferramenta com volume de ação ampliado.	55
4.34	Efeito de microdeformações baseado em normal map.	55
4.35	Efeito de descarga elétrica sendo executado sobre o corpo.	56
4.36	Simulação de corte sobre um corpo suspenso a um osso fixado no espaço.	56
4.37	Simulação de uma artéria no interior do corpo.	57
4.38	Comparativo da eletrocauterização simulada com uma fotografia real. Os três cortes são obtidos configurando diferentes intensidades para a força da ferramenta.	58
4.39	Resultados visuais para a simulação de cortes na região do ombro. Os cortes podem ser feitos de forma totalmente livre, sem restrições ou limites. Independente das ações, o skinning preservará a malha convexa e o desempenho computacional não sofrerá impactos perceptíveis. . .	59
4.40	Resultados visuais para a simulação de corte em um cenário com múltiplos materiais. Neste modelo, todos os órgãos e outras estruturas anatômicas estão presentes. Diferentes propriedades do material são definidas. Tudo é interativo, dinâmico, sujeito a corte e com retorno háptico. Cerca de 100k partículas e quase 300k restrições são simuladas em tempo real	60
4.41	Distribuição do tempo de processamento na simulação com 100k partículas.	62

4.42	Comparação entre a nossa simulação e trabalhos anteriores. Wu et al. (WU; WESTERMANN; DICK, 2014a) utilizam elementos finitos, enquanto Pan et al (PAN et al., 2015) utilizam PBD para modelar a dinâmica do corpo e corte. Dado o mesmo número de elementos (partículas) no modelo, nosso modelo apresenta desempenhos melhores. Em escala logarítmica, é perceptível que o nosso método é mais rápido e escala melhor à medida que a complexidade do modelo cresce. . . .	63
5.1	Nova abordagem para simulação de cortes sem perda de massa. . . .	66
5.2	Imagem do corpo por completo obtido através do <i>Visible Human Project</i> . Para este caso, que corresponde ao corpo masculino, há um total de 7000 imagens.	66

LISTA DE TABELAS

4.1	Valores de complexidade e desempenho de diferentes casos.	61
4.2	Tempo de processamento de cada etapa na simulação com 100k partículas.	62
4.3	Tempos de execução da nossa solução comparados com os trabalhos anteriores de Wu et al. e Pan et al.	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CPU	Central Processing Unit
GPU	Graphics Processing Unit
CUDA	Compute Unified Device Architecture
OpenGL	Open Graphics Library
GLSL	OpenGL Shading Language
OpenMP	Open Multi-Processing
PBD	Position Based Dynamics
FEM	Finite Element Method
MC	Marching Cubes
GDL	Graus de Liberdade
RA	Realidade Aumentada
FPS	Frames por Segundo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivo	15
1.2	Contribuições	16
2	CONCEITOS FUNDAMENTAIS	17
2.1	Dispositivos Hápticos	17
2.2	Modelos Dinâmicos	18
2.2.1	Sistema Massa-Mola	18
2.2.2	<i>Position-Based Dynamics</i> (PBD)	19
2.2.3	Método dos elementos finitos	20
2.3	Simulação de Laparoscopia	20
2.4	Treinamento e Planejamento	20
3	TRABALHOS RELACIONADOS	22
3.1	Corte de Malhas	23
3.2	Cortes livres de Malhas	27
3.3	Simuladores Cirúrgicos	27
4	MÉTODO EFICIENTE PARA MANIPULAÇÃO DE CORPOS EM SIMULADORES CIRÚRGICOS	31
4.1	Visão Geral	31
4.2	Estrutura Topológica	33
4.3	Mapeamento de Material	34
4.4	Simulação Física	36
4.5	Skinning	38
4.5.1	Marching Cube Deformável	39
4.5.2	Orientação das Partículas	42
4.6	Corte Interativo	43
4.6.1	Simulação de Temperatura	44
4.6.2	Retorno Háptico	44
4.7	Efeitos Visuais	45
4.7.1	Coagulação e Carbonização	45
4.7.2	Vapor e Descarga Elétrica	46
4.7.3	Microdeformações	47
4.7.4	Comportamentos do Corpo	48
4.8	Otimizações	49
4.9	Resultados	50

4.9.1	Resultados Preliminares	50
4.9.2	Cenários Cirúrgicos	58
4.9.3	Performance	61
5	CONCLUSÃO	65
5.1	Limitações e Trabalhos Futuros	66
5.2	Publicações	67
5.3	Outros Trabalhos	67
	REFERÊNCIAS	69

1 INTRODUÇÃO

Ao longo da história da medicina, relatos de resultados adversos causados por erros técnicos durante as cirurgias têm destacado a importância de ensinar habilidade cirúrgica manual em um ambiente seguro e eficiente (GRANTCHAROV et al., 2002). Além disso, esta necessidade foi enfatizada pelo rápido desenvolvimento de novas abordagens cirúrgicas, que requerem habilidades técnicas avançadas. Um exemplo disso é a laparoscopia, em que o cirurgião deve realizar o procedimento através de uma tela bidimensional, dificultando a percepção de profundidade e exigindo que o médico passe por um treinamento para se familiarizar com o ambiente e desenvolver as habilidades psicomotoras.

Como a antiga abordagem de ensinar através da demonstração de cirurgias reais não é mais aceitável para a profissão cirúrgica, novas ferramentas foram desenvolvidas para realizar o ensino e avaliação através de simulação virtual. Técnicas baseadas em simulação de realidade virtual já vinham sendo aplicadas há muitos anos com um grande sucesso em diversas outras áreas, como na indústria, aviação e na área militar (MACEDONIA; GHERMAN; SATIN, 2003). Na medicina, simuladores cirúrgicos são seguros e práticos. Além disso, permitem a realização de treinamentos sem a necessidade de utilizar cadáveres ou animais. Também permitem a simulação de reações do corpo humano e atividades mais intensivas, como complicações.

A simulação de cirurgias tem recebido diversos estudos nos últimos anos a fim de melhorar a visualização, modelagem e interatividade dos usuários (WU; WESTERMANN; DICK, 2014b) (CUETO; CHINESTA, 2014). Trabalhos prévios (SCHOUT et al., 2010) (PAPANIKOLAOU, 2013) (MCDUGALL, 2007), mostram a eficácia do uso de simuladores para o treinamento de técnicas cirúrgicas, no entanto, o realismo dos procedimentos simulados ainda está abaixo do ideal.

Esta limitação presente nos simuladores atuais interfere negativamente na curva de aprendizado. Enquanto alunos principiantes têm um ganho significativo com as simulações, sua eficiência diminui à medida que o procedimento é repetido até atingir um limite, tornando, deste modo, os simuladores pouco eficazes no treinamento de cirurgiões experientes e no planejamento de intervenções específicas (GRANTCHAROV et al., 2003).

Um dos desafios técnicos que dificulta o realismo é o desenvolvimento de um modelo de corpo deformável que simule de forma plausível as respostas às interações do usuário. Esses cálculos envolvem a discretização de domínios 3D, podendo assim, apresentar um alto custo computacional. Além disso, os simuladores de cirurgia exigem altas taxas de atualização, pois precisam fornecer feedback visual e háptico ininterruptamente.

Para fornecer uma simulação de corpos deformáveis com elevado nível de detalhamento tanto na estrutura topológica como nas propriedades dos materiais, propõe-se, neste trabalho, o uso de uma nova abordagem para simulação física baseada apenas na posição das partículas e não em forças como nos métodos tradicionais, resultando assim em um

melhor custo computacional (MACKLIN et al., 2014). Entretanto, estas técnicas recentes não apresentam estudos sobre a manipulação da estrutura topológica dos corpos. Sendo assim, é proposta uma nova técnica para a manipulação que possibilita a simulação de procedimentos médicos como incisões e excisões, por exemplo.

Técnicas recentes de simulação de partículas também são capazes de tratar diversos tipos de matéria de forma unificada, incluindo fluídos. Assim, será proposto o seu uso para a simulação de hemorragias causadas durante os cortes.

Neste trabalho também é proposta uma abordagem que visa melhorar o realismo visual dos cortes através da texturização das superfícies que serão reconstruídas. Além disso, para que o usuário desfrute de uma melhor experiência durante a manipulação, é realizada a integração com um dispositivo háptico a fim de simular o retorno de força causado com a interação.

1.1 Objetivo

O uso de novas tecnologias para o desenvolvimento de simuladores cirúrgicos é bastante recente, mas de enorme interesse à comunidade médica e científica. Apesar disso, eles ainda carecem de realismo em diversas partes, prejudicando a sua eficácia no treinamento.

Abordamos, nesta dissertação, problemas comuns aos cenários de simulação cirúrgica tradicional e propomos soluções baseadas no conceito de *Position Based Dynamics*. Introduzimos especificamente novas abordagens para corte interativo de tecidos com feedback háptico que são suportadas por um novo esquema de reconstrução de malha. Além disso, introduzimos um método para configurar as restrições de cluster com PBD e uma abordagem para simular a temperatura do corpo durante o procedimento. Os resultados demonstram que a combinação dessas novas abordagens eleva a plausibilidade da cirurgia simulada a um nível superior.

1.2 Contribuições

As contribuições técnicas desta dissertação estão resumidas em:

- Simulador eficiente de cortes com retorno háptico;
- Simulação de eletrocirurgia baseada em um modelo de difusão de calor;
- Método eficiente para geração da estrutura topológica;
 - Suporte a mapeamento de múltiplos materiais;
- Skinning com partículas orientadas;
 - Método ágil para orientação das partículas através de indicadores;
 - Reconstrução de malhas adaptável;
 - Texturização de cortes;
 - Integração com efeitos gráficos existentes para incremento do realismo;
- Simulação cirúrgica baseada em position based dynamics;
 - Simulação de cortes sem restrições;
 - Altamente escalável;
 - Múltiplos materiais em um mesmo corpo;
 - Corpos rígidos, tecidos deformáveis e fluidos;
 - Solucionador unificado;
 - Simulação de contrações musculares.

2 CONCEITOS FUNDAMENTAIS

2.1 Dispositivos Hápticos

Até pouco tempo, a única maneira de interagir com objetos 3D em ambientes virtuais era através do mouse, teclado e outros dispositivos extremamente limitados para o mundo tridimensional. Com o advento dos sistemas hápticos, agora é possível tocar e sentir os objetos virtuais, o que aumenta a imersão e interação do usuário, melhorando o realismo da simulação e contribuindo com a eficácia do treinamento.

Dispositivos hápticos são aqueles que incorporam sensores e atuadores, permitindo medir com precisão as ações do usuário, fornecendo-lhe um retorno háptico. O retorno pode ser tanto de sensação tátil, quando é retratada a textura do objeto, como sensação de força, quando é simulada a pressão que o objeto exerce sobre a ação do usuário.

Atualmente já existe uma série de dispositivos hápticos, capazes de permitir a manipulação em diferentes graus de liberdade, suportando variados graus de força e utilizando tecnologias diversas.

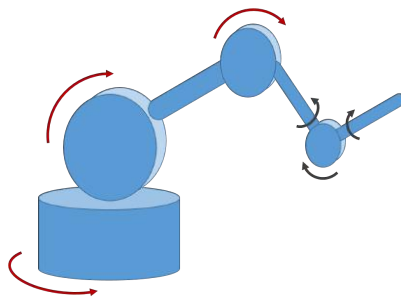


Figura 2.1 Representação do dispositivo háptico utilizado nas simulações. Destacado em vermelho estão os três eixos responsáveis por identificar a posição do cursor e fornecer o retorno háptico. No final do dispositivo, destacado em cinza, estão os eixos responsáveis por identificar a orientação do cursor.

Muitos destes dispositivos são baseados em braços articulados que utilizam basicamente três engrenagens para identificar a posição de um ponto no espaço tridimensional. A estas engrenagens são acoplados motores que permitem o registro e o envio de forças durante a simulação, como o dispositivo na Figura 2.1.

Além das três engrenagens para rastreamento do ponto, os dispositivos podem ter sensores extras para identificar a orientação do último braço que é utilizado como caneta de manipulação. Deste modo, os dispositivos hápticos podem ser capazes de imitar ferramentas cirúrgicas reais, como bisturis, tesouras e pinças.

A utilização de dispositivos hápticos está presente em diversos setores, como na modelagem de objetos 3D, jogos em ambientes tridimensionais e simuladores para treinamento médico, odontológico e industrial.

2.2 Modelos Dinâmicos

Simulação dinâmica é o uso de algoritmos para modelagem do comportamento de um sistema/corpo/objeto, geralmente descrito por uma equação diferencial.

Através de um modelo matemático, são incorporadas restrições e regras do mundo real, como exemplo a relação entre engrenagens, ou então, a distância entre as extremidades de um amortecedor. Assim as equações tornam-se não-lineares, requerendo métodos numéricos para sua resolução (HAUG, 1989). Uma simulação numérica é feita por passos (iterações) através de intervalos, e então é calculada a integral da derivada pela aproximação da área sobre a curva da derivada. Alguns métodos utilizam passos fixos, isso geralmente em simulações offline em que o tempo necessário para calcular não interfere na taxa de exibição, já em simulações em tempo real costuma-se utilizar passo adaptativo que varia de acordo com o tempo necessário para o cálculo.

Modelos dinâmicos são aqueles que podem apresentar deformação no tempo a partir do recebimento de forças externas. Essas deformações incluem aspectos físicos do material do qual o modelo é constituído. Os fundamentos matemáticos dos modelos deformáveis representam uma reunião da teoria da aproximação, geometria e física. A geometria é utilizada para representar a forma do objeto, a física impõe restrições sobre como o objeto deve se comportar ao longo do tempo e do espaço, e a teoria da aproximação fornece o suporte teórico dos mecanismos para adaptar os modelos às suas devidas medidas.

Sistemas de simulação para a medicina podem utilizar-se de modelos deformáveis para a modelagem e representação de tecidos moles, permitindo a deformação dos mesmos durante a manipulação pelo usuário e oferecendo uma simulação mais realista. Geralmente são utilizados conceitos de elementos finitos ou modelos massa-mola por oferecerem um resultado baseado em equações físicas.

2.2.1 Sistema Massa-Mola

O uso do sistema massa-mola para a simulação de modelos dinâmicos consiste em discretizar todo o corpo em partículas de massa ligadas por molas. Cada partícula tem uma posição, velocidade e massa e cada mola possui uma constante de deformação e um comprimento de repouso. Caso o comprimento de uma mola seja alterado com o passar do tempo, ela exercerá uma força nas partículas de suas extremidades de forma a voltar para o comprimento de repouso. A força exercida pela mola pode ser calculada com a Lei de Hooke:

$$F = kX \quad (2.1)$$

Onde k é constante de deformação da mola e X é a diferença entre o comprimento atual e o de repouso. Como a ideia deste trabalho é realizar a análise em ambientes 3D, a força que uma partícula i recebe de uma mola que a conecta à partícula j em um espaço 3D é dada por:

$$f_{mola}^{i-j} = \frac{(x_j - x_i)}{\|x_j - x_i\|} * \frac{k}{2} (\|x_j - x_i\| - l) \quad (2.2)$$

Onde x_i é a posição da partícula i , v_i é a velocidade da partícula i e l é o comprimento de repouso da mola.

Para simular a dissipação de energia que acontece no mundo real, costuma ser adicionado um amortecimento a cada mola do sistema. Como é pretendido amortecer a velocidade da partícula apenas em direção à mola, realiza-se uma projeção da força de amortecimento sobre a direção da mola:

$$f_{amort}^{i-j} = C (v_j - v_i) \cdot (x_j - x_i) \frac{(x_j - x_i)}{\|x_j - x_i\|} \quad (2.3)$$

Onde C é a constante de amortecimento da mola e i é a partícula que está recebendo a força da mola conectada a j .

No mundo real o comportamento das partículas também é afetado por forças externas, portanto para fazer uma simulação mais realista costuma-se também calcular a força da gravidade e da resistência do ar:

$$f_{grav} = mg \quad (2.4)$$

$$f_{res}^i = -R * v_i \quad (2.5)$$

A força que cada partícula recebe é dada pela soma das forças do ambiente e das molas:

$$f^i = \sum_{j \in M_i} (f_{mola}^{i-j} + f_{amort}^{i-j}) + f_{grav} + f_{res}^i \quad (2.6)$$

Onde M_i são as partículas que estão conectados a i . Com a força exercida sobre uma partícula, pode se calcular a sua aceleração utilizando a segunda Lei de Newton:

$$\ddot{x} = \frac{-kx}{m} \quad (2.7)$$

Como a segunda Lei de Newton é uma equação ordinária de segunda ordem, são utilizados métodos de integração numérica para calcular as novas posições das partículas. Dentre os métodos mais comuns nessa aplicação podemos destacar as funções implícitas de Euler, ponto intermediário e Runge-Kutta, sendo necessário serem aplicados duas vezes, uma para calcular a velocidade e outra para se obter a nova posição. A escolha do método de integração influencia na precisão dos resultados e na capacidade do sistema de conseguir chegar a uma solução sem divergir por excesso de força, além disso, o método utilizado determina o custo computacional da simulação.

Em uma simulação, após várias interações serem realizadas sem o recebimento de novas forças, as partículas tendem a convergir para uma posição de repouso e, sendo assim, obtendo-se a resposta do sistema dinâmico, que nada mais é do que a solução da equação diferencial do sistema.

2.2.2 Position-Based Dynamics (PBD)

Visando evitar a necessidade de se obter uma solução implícita para o sistema (que costuma apresentar um elevado custo computacional), muitos simuladores, principalmente os voltados para uso em tempo real, fazem uso do método de *Position-Based Dynamics*(PBD), que é uma abordagem recente baseada no relaxamento de restrições.

O processo-chave em PBD é simular o objeto como um conjunto de pontos e restrições, onde as forças são aplicadas aos pontos para movê-los e, em seguida, as restrições garantem que os pontos não se movam de uma forma que viole a simulação. Modelos como o de massa-mola podem ser simulados no PBD através do uso de restrições de distância entre

nós conectados, fazendo com que a distância entre eles tenda a ser igual à distância inicial. Restrições adicionais de posição podem ser aplicadas, por exemplo, para simular a atração entre partículas de fluidos ou para manter a forma geral de um corpo rígido.

Abordagens baseadas em posição são rápidas, estáveis e controláveis, o que as tornam adequadas para uso em ambientes interativos. No entanto, esses métodos geralmente não são tão precisos quanto aqueles baseados em forças, mas ainda fornecem plausibilidade visual. Desta forma, PBD já está em uso através de diversas bibliotecas dedicadas à simulação física, como PhysX (NVIDIA Corporation, 2005), Maya (Alias Systems Corporation, 1998) e a recente Flex (MACKLIN et al., 2014), que é capaz de trabalhar com diversos tipos de materiais através de um solucionador unificado totalmente baseado em PBD.

2.2.3 Método dos elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos (*Finite Element Method - FEM*) é um procedimento numérico utilizado para determinar soluções aproximadas de equações diferenciais. *FEM* subdivide o domínio de um problema em partes menores, denominadas elementos finitos. Após isso, são montadas em um sistema maior de equações que modela todo o problema. O *FEM* então utiliza métodos variados a partir do cálculo de variações para aproximar uma solução minimizando uma função de erro associada.

O procedimento de *FEM* tem sido utilizado para a solução de problemas complexos em diversas áreas, dentre elas: engenharia, biologia, oceanografia, astronomia e cosmologia. Dentre suas diversas aplicações na computação, está a solução de sistemas dinâmicos e além disso, a solução de sistemas estáticos, sendo assim, uma forma ágil e comumente utilizado na simulação de objetos rígidos.

Na resolução de sistema dinâmicos, *FEM* são capazes de apresentar resultados precisos por resolver o sistema de forma unificada, diferente do uso de métodos interativos, entretanto, também pode sofrer com divergências e apresentar um custo computacional maior.

2.3 Simulação de Laparoscopia

Em medicina, cirurgia por laparoscopia é uma nova forma para a realização de procedimentos invasivos que torna-se cada vez mais comum. Nesse procedimento os instrumentos são inseridos por pequenas incisões e a visualização é indireta, realizada com o auxílio de micro-câmeras.

A simulação de laparoscopia permite a prática de determinados procedimentos dentro de um ambiente onde as propriedades do organismo em questão e as sensações associadas à sua manipulação podem ser sentidas pelo usuário. Para tanto, é necessária a construção de um ambiente tridimensional anatômico e a modelagem das características e comportamentos dos tecidos envolvidos.

2.4 Treinamento e Planejamento

Sistemas virtuais de simulação cirúrgica destinam-se à incorporação de habilidades específicas, prática de novas técnicas ou estudo anatômico interativo. Esses sistemas preparam estudantes tecnicamente e psicologicamente para tarefas cirúrgicas reais, simulando diferentes situações com alto grau de realismo. Na maioria das vezes, sistemas dessa natureza oferecem visualização estereoscópica e preocupam-se em oferecer algum tipo de retorno tátil ou visual durante a manipulação dos objetos envolvidos na simulação.

Simuladores cirúrgicos também podem ser aplicados no planejamento de procedimentos reais, tendo o seu uso na identificação dos locais de intervenção, visualização da anatomia, verificação das estruturas envolvidas e identificação de pontos sensíveis.

3 TRABALHOS RELACIONADOS

A simulação de cortes cirúrgicos envolve a modificação de malhas poligonais ou volumétricas usando técnicas específicas. Cortar malhas poligonais estáticas/rígidas é um problema na geometria computacional para o qual muitas soluções satisfatórias foram propostas (BRUYNS; SENGER, 2001; MOURA; MACHADO, 2015). No entanto, a simulação de corte para corpos deformáveis é um problema situado em uma ordem maior de complexidade. Ao lidar com corpos moles, qualquer modificação topológica causada pelo corte limitará isoladamente qualquer hipótese utilizada por deformação e algoritmos de colisão para reduzir o custo computacional (CHOI, 2006). Isso ocorre porque o corte prossegue arbitrariamente durante a interação em tempo real, resultando em muitos casos possíveis de mudança topológica, dificultando o realismo de um simulador cirúrgico.

O trabalho de Delingette (DELINGETTE, 1998) descreve uma série de características que os simuladores cirúrgicos precisam apresentar para garantir a sua eficiência:

1. Deformabilidade razoavelmente precisa do objeto manipulado;
2. Mecanismo de detecção de colisão dinâmica em tempo real;
3. Simulação interativa e baixa latência de entrada;
4. Capacidade de cortar o tecido interativamente.

Além disso, Delingette observa que a qualidade da renderização visual influencia diretamente na imersão dos usuários e, conseqüentemente, na eficácia do simulador. Portanto, o objetivo deste trabalho é otimizar a simulação de cortes para que a imersão dos usuários no simulador seja satisfatória e o custo computacional para tal, reduzido.

Simuladores cirúrgicos podem ter diferentes modelos de deformação. Tradicionalmente, as duas abordagens principais são protótipos baseados em sistemas massa-mola e em Elementos Finitos (FEM). Embora os modelos discretizados em massa-mola tenham a vantagem de facilitar a implementação, eles sofrem com problemas de precisão, o que diminui o realismo dos comportamentos possíveis da dinâmica. Os métodos FEM são precisos e podem modelar comportamentos dinâmicos complexos, mas apresentam uma alta carga computacional durante a execução e muitas vezes requerem um processamento prévio extenso, o que dificulta a manipulação topológica do corpo (AL-KHLAIFAH; ROBERTS, 2005).

O recente levantamento de Wu et al. (WU; WESTERMANN; DICK, 2015a) traz uma revisão abrangente do campo de simulação de cortes. Nesta seção, resumimos os conceitos usados no trabalho anterior, tanto para corte com malha quanto sem malha. Em seguida, analisamos o problema do corte para a simulação cirúrgica, apresentando os pontos fortes e fracos dos métodos da técnica atual.

3.1 Corte de Malhas

Estruturas com malhas são amplamente utilizadas em softwares gráficos, principalmente fora da área médica e tendo como principal objetivo a representação de modelos geométricos. Com isso, o modelo de malhas tem recebido uma grande atenção de várias pesquisas que levantaram tópicos além do corte, como deformação, simplificação, reconstrução, junção e suavização, podendo serem integradas com versatilidade e facilidade. Com isso, o uso de malhas é capaz de oferecer diversos benefícios tanto na parte de representação visual quanto no desempenho computacional, que é um importante requisito para aplicações em tempo real.

Os métodos de corte de malha envolvem as seguintes questões principais: definição do caminho de corte, remoção de primitivas e reconstrução, número de novas primitivas criadas e representação da ferramenta de corte. Muitas pesquisas desenvolveram esquemas para o corte interativo de malhas com o objetivo de reduzir o número de novas primitivas criadas, criando novas primitivas com boas relações de aspecto, evitando uma estrutura de malha desconexa entre primitivas no caminho de corte e representando o caminho percorrido pela ferramenta como a maior precisão possível (BRUYNS et al., 2002a). Além de revisar extensivamente os trabalhos anteriores, Bruyns et al. (BRUYNS et al., 2002a) apresentaram uma estrutura muito simples para construir um esquema de corte generalizado em torno de um corpo de massa-mola. Em seu esquema, como em muitos outros, o corte adiciona novos nós à malha do objeto. Assim, existem várias outras etapas que devem ocorrer para manter uma representação de objeto realista, como redistribuição de massa, atualização de coordenadas de textura, atribuição de comprimento em repouso e atualização de volume de delimitação para colisão.

Uma estratégia comum em cortes é manter a criação de novas primitivas no mínimo, pois o tempo de execução dos solucionadores dinâmicos para simulação de física é influenciado pelo número de primitivas em uma malha. Este requisito é especialmente crítico quando métodos de elementos finitos são usados (MITCHELL; VAVASIS, 2000). Por outro lado, a qualidade topológica da malha influencia a estabilidade dos solucionadores dinâmicos, portanto, é importante alcançar um equilíbrio entre o número de primitivas e a qualidade topológica de uma malha. A maioria dos trabalhos se concentra em criar novos vértices em pontos de interseção da ferramenta de corte e, em seguida, executar etapas adicionais para manter a qualidade da malha e reduzir o número de vértices. Este processo é chamado de remasterização. Outra abordagem é reposicionar os nós vizinhos no caminho de corte, a fim de manter o mesmo número de primitivas que antes do corte. Técnica chamada de node-snapping (SERBY; HARDERS; SZÉKELY, 2001; NIENHUYS; STAPPEN, 2001). Finalmente, se a qualidade da malha é um requisito extremamente importante, métodos quase mínimos podem ser usados para manter a simetria topológica em torno do caminho de corte, como em (BIELSER; GROSS, 2000).

A remasterização é normalmente feita localmente a fim de reduzir o custo computacional, podendo ocorrer durante a interseção da ferramenta ou somente depois da manipulação atingir uma magnitude definida. A primeira abordagem também é chamada de corte progressivo (MOR, 2001), o que significa que as primitivas são retomadas ao longo do caminho de corte assim que a ferramenta se cruzar com elas. Na segunda, a abordagem de corte não progressivo, existe um atraso antes do início das primitivas, o que pode ser notável dependendo do tamanho relativo das primitivas. Várias abordagens fornecem uma descrição do fluxo de trabalho e características que um simulador de corte de malha comum deve possuir (BIELSER; MAIWALD; GROSS, 1999; BIELSER; GROSS, 2000; BRUYNS et al., 2002b; WANG et al., 2005; SELA et al., 2007). Geralmente, o ciclo de

simulação consiste em cinco etapas principais: checagem de entrada, detecção de colisão, resposta de colisão, deformação e renderização.

Sempre que uma mudança na entrada (como o movimento da ferramenta) é detectada pelo estágio de checagem, o estágio de detecção de colisão é ativado. Este estágio é responsável por descobrir se a ferramenta de corte se interpõe ou não com algum objeto e, se assim for, com qual primitiva. No caso de uma detecção de colisão positiva, o estágio de resposta à colisão modificará a topologia e geometria da malha. As mudanças de geometria são seguidas pela deformação da malha, uma resposta fisicamente condizente à ação de corte. Finalmente, o estágio de renderização apresenta os resultados na tela. Tanto o estágio de checagem de entrada quanto o estágio de renderização são preferencialmente executados de forma assíncrona, de modo que o sistema permaneça interativo em todos os momentos.

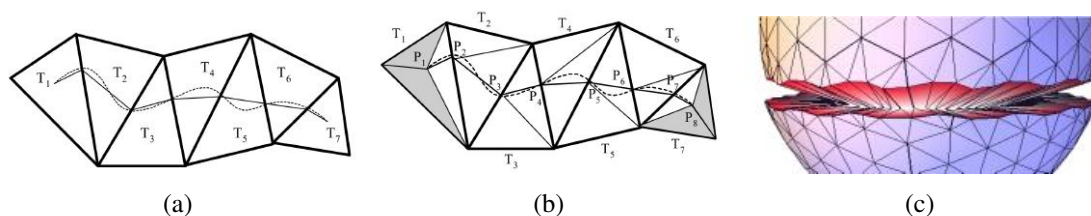


Figura 3.1 Técnica de corte progressivo simples baseado na subdivisão dos triângulos. (a) Discretização do caminho realizado pela ferramenta de corte. (b) Subdivisão dos triângulos. (c) Resultado de um corte após a reconstrução da cavidade aberta e reconstruída (ZHANG; PAYANDEH; DILL, 2002).

O trabalho de Zhang et al. (ZHANG; PAYANDEH; DILL, 2002) propõem uma técnica de corte progressivo simples para modelos de superfície que subdivide primitivas e gera uma estrutura interior ao longo de um caminho de corte selecionado. Algoritmos de subdivisão são concebidos para triângulos finais e triângulos intermediários, onde os triângulos de extremidade têm apenas uma intersecção de borda com o caminho de corte e os triângulos intermediários têm dois, como na Figura 3.1(a). Os triângulos de extremidade são subdivididos em quatro triângulos novos e têm uma borda interior coincidindo com o caminho de corte. Além disso, dois novos nós são criados no local da borda interceptada que são inicialmente coincidentes, mas são separados posteriormente. Esta separação deixa uma cavidade que é preenchida por quatro novos triângulos interiores que são orientados perpendicularmente à superfície, e sua profundidade é determinada pela profundidade de penetração da ponta da ferramenta. Os triângulos intermediários têm um algoritmo similar. Além disso, é apresentado um algoritmo de corte progressivo que traça a ferramenta em seu caminho dentro dos triângulos, realizando subdivisões temporárias. Assim como em métodos anteriores (BRUYNS et al., 2002b), não é apresentado um esquema de remasterização completo para interação entre diversos cortes. Além disso, a largura da abertura de corte é baseada em forças arbitrárias em vez de usar quantidades físicas.

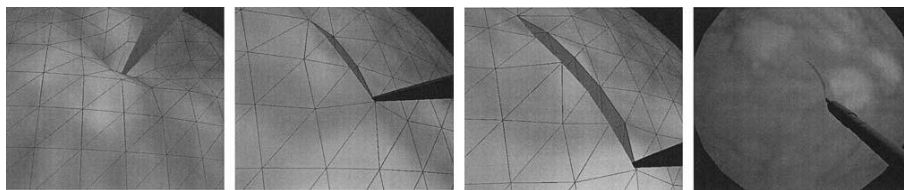


Figura 3.2 Corte realizado utilizando uma técnica baseada em encaixe de nós. Neste método, é reduzido a criação de nós apenas movendo e duplicando os nós próximos ao caminho do corte (LIM; JIN; DE, 2007).

Lim et al. (LIM; JIN; DE, 2007) apresentam um algoritmo de corte progressivo baseado em encaixe de nó. No primeiro contato, o nó mais próximo é encaixado no ponto de colisão inicial entre a ferramenta e o objeto. À medida que o corte avança, os nós mais próximos de um ponto de interseção com a ferramenta são encaixados no caminho de corte, como pode se ver na Figura 3.2. Em seguida, cada nó que se encontra no caminho de corte é dividido em dois nós, deslocado perpendicularmente ao corte em quantidades iguais em direções opostas. Finalmente, uma calha de corte é criada para dar a ilusão de corte volumétrico, como no trabalho de Zhang et al. (ZHANG; PAYANDEH; DILL, 2002). Eles também descrevem uma solução fisicamente baseada para determinar a largura da abertura de corte. Um grande problema com a técnica de encaixe de nó é que a resolução de um corte depende do nível de refinamento da malha em torno do caminho de corte. Para aliviar esse problema, aplica-se um algoritmo de subdivisão local que subdivide triângulos dentro de um determinado raio de influência com diferentes níveis de detalhe. Esta técnica de refinamento local permite que o caminho de corte seja representado com mais precisão, mas aumenta a complexidade da malha e o uso de memória, reduzindo a principal vantagem da técnica de encaixes de nó.

Em muitos casos, o corte baseado em malha depende de uma abordagem massa-mola para deformação. Choi (CHOI, 2006) apresenta uma simulação de corte interativa onde a dinâmica de objetos deformáveis e a deformação induzida por corte são simuladas pela propagação de força entre pontos de massa. Eles propuseram um método sistemático para rastrear e gerenciar alterações de topologia durante o corte. Os aperfeiçoamentos adaptativos da malha são realizados no processo de modificação da topologia interativa usando um pipeline de três etapas: redistribuição, remeshing e relaxamento.

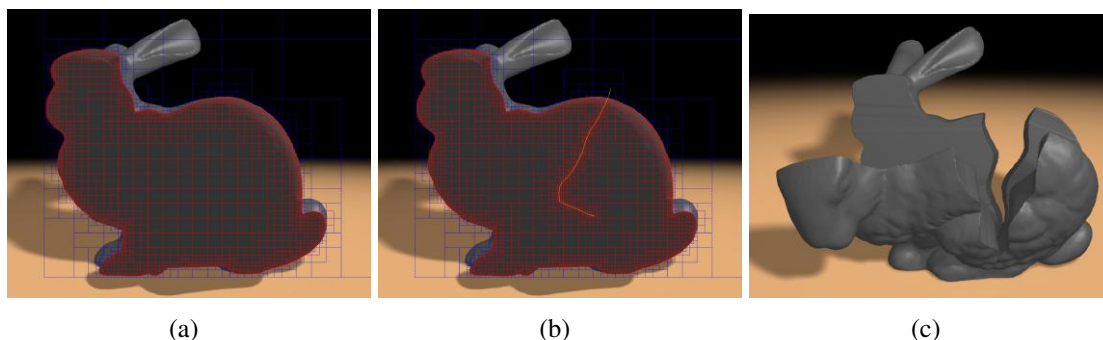


Figura 3.3 Técnica para corte sobre FEM. (a) Grade de simulação hexaédrica inicial. (b) Grade ajustada após a realização do corte. (c) Resultado visual do método (DICK; GEORGI; WESTERMANN, 2011).

Além dos modelos de massa-mola, o método de elementos finitos (FEM) também

tem sido utilizado com corte. Dick et al. (DICK; GEORGII; WESTERMANN, 2011) apresentam um método hexaédrico de elementos finitos para simular cortes em corpos deformáveis usando a formulação corocional de tensão. Seu método baseia-se em um solucionador geométrico multigrid para lidar com refinamentos de elementos adaptativos e alterações topológicas da simulação. Eles começam essencialmente com uma grade de simulação hexaédrica grosseira como na Figura 3.3(a), que é adaptativamente refinada na superfície de uma ferramenta de corte. O corte é modelado separando elementos ao longo das faces da célula no nível mais fino. FEM é obtida adaptando esquemas octree e multigrid para a solução numérica de equações diferenciais parciais. Embora precisas, o desempenho desta solução é da ordem de alguns segundos por passo, longe de ser interativo.

FEM tetrahedral também tem sido usado para corte. Wu et al. (WU; WESTERMANN; DICK, 2015a) discutem o corte virtual baseado em malhas tetraédricas, hexaédricas e poliédricas, em combinação com discretizações padrão, poliédricas, compostas e de elementos finitos estendidos. Também discutem os tipos de corte utilizados para malhas, que podem excluir elementos, dividir elementos, refinar elementos e realizar combinações destes.

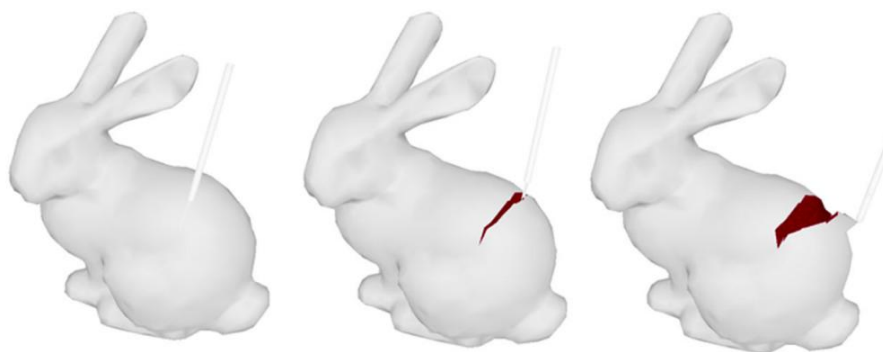


Figura 3.4 Realização de um corte sobre um modelo baseado em PBD (PAN et al., 2015).

Recentemente, a *position-based dynamics* (PBD) também foi objeto de uma pesquisa sobre corte. Pan et al. (PAN et al., 2015) descrevem uma abordagem de dissecação interativa para modelos de tecidos moles híbridos controlados por uma extensão de PBD. Propõem um modelo geométrico híbrido que suporta tanto uma malha de superfície triangular como uma malha volumétrica. Embora seus objetivos sejam semelhantes aos nossos, sua metodologia é muito diferente em quase todos os aspectos (por exemplo, colisão, deformação e háptica). Eles descrevem um método para a subdivisão do triângulo, enquanto nós propomos uma abordagem de skinning adaptativa. Eles cortaram os tetraedros, enquanto usamos uma abordagem sem malha baseada em restrições. Seu domínio é um único órgão/modelo de objeto, enquanto nós cobrimos vários objetos que podem ser aumentados em número durante cortes e interagir com o fluido. Apresentamos uma breve comparação de desempenho entre os resultados de Pan et al. com os nosso na Tabela 4.3.

Até onde sabemos, com base em pesquisas realizadas, não existem obras que tratem de cortes em modelos complexos sem apresentar restrições para evitar perda de desempenho ou preservar a integridade do modelo. Acreditamos que o nosso trabalho contribuirá grandemente e será de imensa utilidade tanto em áreas de propósito geral que realizam a manipulação de objetos deformáveis, quanto no campo médico.

3.2 Cortes livres de Malhas

A computação de respostas mecânicas dos tecidos moles para a simulação cirúrgica e cirurgia guiada por imagem tem sido dominada pelo método dos elementos finitos (FEM), que utiliza uma malha de elementos interconectados como uma grade (JIN et al., 2014). Tal discretização, baseada em malha na modelagem de corte cirúrgico, apresenta limitações que incluem alto custo computacional e a necessidade de reconstrução da malha próxima a descontinuidade induzida por corte. Os métodos livres de malha são baseados em um conjunto de nós de simulação em movimento que interagem uns com os outros de acordo com as equações de elasticidade governantes. Para seu uso efetivo em aplicações de corte, um modelo de descontinuidade deve ser definido e um esquema de definição de superfície deve ser aplicado (WU; WESTERMANN; DICK, 2015a).

Diversos trabalhos anteriores conseguiram aplicar cortes em corpos deformáveis sem malha interativamente (STEINEMANN; OTADUY; GROSS, 2006a; PIETRONI et al., 2008). Como abordagens sem malha, essas obras não dependem de uma malha volumétrica. Eles, no entanto, usam uma malha de fronteira poligonal na qual os cortes são implementados.

Mais recentemente, Jin et al. (JIN et al., 2014) introduziram o algoritmo de meshless total Lagrangian adaptive dynamic relaxation (MTLADR), que se baseia na discretização espacial em uma forma de nuvem de nós. A descontinuidade induzida pelo corte é modelada unicamente através de mudanças nos domínios nodais de influência, que é feita por meio do critério de visibilidade utilizando o método de conjunto de níveis. Eles comparam o algoritmo MTLADR com procedimentos de solução não-linear estabelecidos disponíveis no código FE comercial Abaqus em termos de precisão. O desempenho não é abordado no artigo e parece não ser interativo.

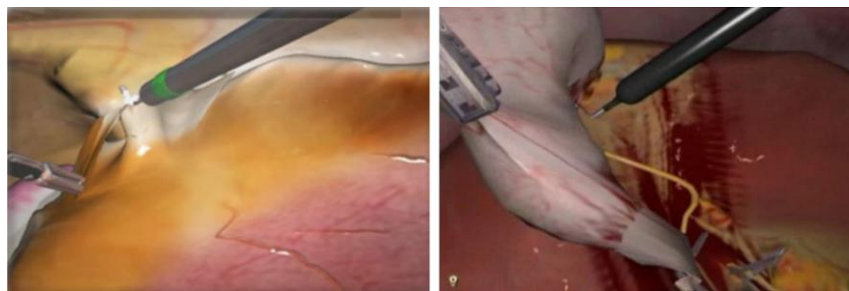
Até onde sabemos, nenhum corte interativo baseado em métodos puramente sem malha está disponível na literatura.

3.3 Simuladores Cirúrgicos

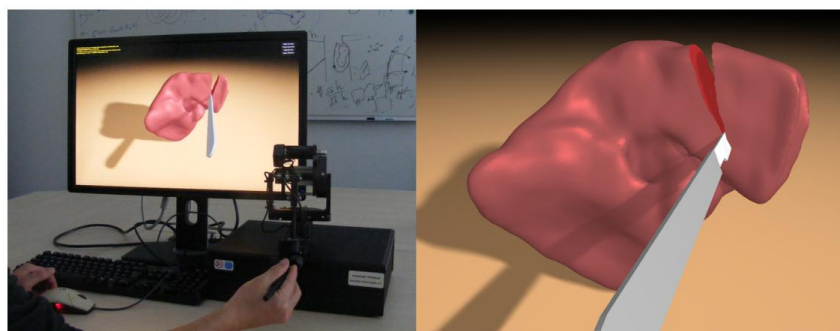
Simuladores cirúrgicos têm sido um tópico de pesquisa importante e ativo na comunidade da computação gráfica por mais de uma década. Neste tempo, foram obtidos avanços em diversas partes, como na qualidade dos gráficos, no comportamento físico, na eficácia didática, etc.

Uma das áreas que recebeu uma maior atenção em simuladores cirúrgicos foi a simulação de corpos deformáveis. Esta pode ser dividida, basicamente, em dois grupos: métodos baseados em malha e métodos livres de malha (*meshfree*).

A maioria das abordagens para simuladores cirúrgicos utiliza métodos baseados em malhas volumétricas (WU; WESTERMANN; DICK, 2015b). Um destes trabalhos é (KIM et al., 2015) que teve como objetivo melhorar a deformação e manipulação de corpos em simulações de laparoscopia, como na Figura 3.5(a). Nele, é utilizado o método de elementos finitos baseado em malhas tetraédricas. Em seus testes, apresentou simulações em tempo real com até 520 tetraedros, dessa forma não conseguindo suportar malhas complexas com maiores detalhes. É capaz de fornecer um feedback háptico e realizar pequenas manipulações nos corpos, como o procedimento de remoção de gorduras, o qual é realizado por meio de um método baseado na modificação e remoção dos tetraedros. Porém, esta abordagem não apresenta as manipulações de corpos deformáveis de forma livre e com precisão. Como resultado da validação, obteve a nota 3.2 em realismo de



(a) Simulação de malha deformável para o treinamento virtual de colecistectomia laparoscópica (KIM et al., 2015).



(b) Simulação de corte com retorno háptica em tecidos deformáveis com alta resolução (WU; WESTERMANN; DICK, 2014c).

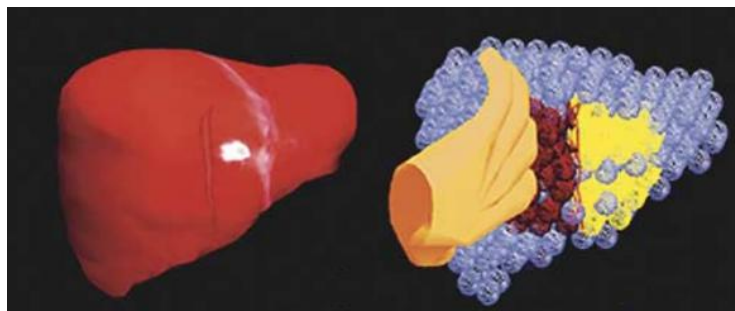
Figura 3.5 Simuladores cirúrgicos utilizando o método de elementos finitos para realizar a deformação dos órgãos.

deformações e 4.3 em realismo gráfico, ambos em uma escala de 1 a 5 definida no trabalho.

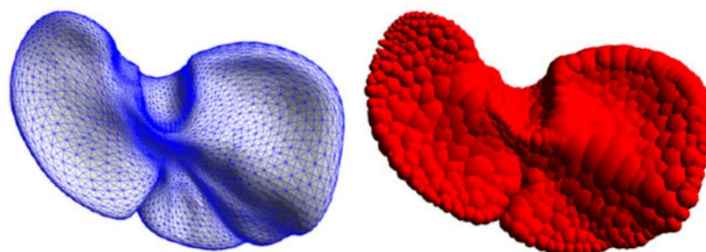
Assim como o trabalho (WU; WESTERMANN; DICK, 2015b), outros trabalhos como (MOR; KANADE, 2000), (O'BRIEN; BARGTEIL; HODGINS, 2002) também utilizam malhas tetraédricas, que oferecem uma melhor deformação. Porém, infelizmente, o uso destas malhas dificulta a manipulação por meio da divisão de elementos, ficando propenso a gerar estruturas numericamente instáveis.

Trabalhos recentes como (WU; DICK; WESTERMANN, 2011) e (SEILER et al., 2011) resolvem este problema com o uso de malhas regulares ou semirregulares constituídas por elementos hexaédricos. Outro exemplo é o trabalho de (WU; WESTERMANN; DICK, 2014c), que apresenta uma abordagem capaz de simular cortes de forma precisa em corpos deformáveis, como na Figura 3.5(b). Isso é possível por hexaedros permitirem uma organização hierárquica mais simples, assim facilitando a atualização da malha durante os cortes, entretanto, com a divisão dos elementos, a complexidade da malha hexaédrica é aumentada na medida em que os cortes são realizados, reduzindo a performance computacional e limitando a aplicação.

Além de abordagens baseadas em malhas, foram propostas abordagens *meshfree* baseadas em massa-mola, como (STEINEMANN; OTADUY; GROSS, 2006b) e (PIETRONI et al., 2009). Estes métodos não necessitam de uma malha para representar os elementos volumétricos, em vez disso, o material é representado por um conjunto de nodos conectados que interagem um com o outro de acordo com propriedades elásticas. O uso de partículas apresenta algumas vantagens, como facilitar o tratamento de grandes deformações, simular danos causados pela deformação e fornecer uma representação precisa de corpos (LI; LIU, 2002), no entanto, esta abordagem pode apresentar problemas de convergência e exige



(a) Modelagem de órgãos baseada em um volume de partículas para a deformação física em simulações cirúrgicas (SUZUKI et al., 2004).



(b) Modelagem física baseada em Metaballs para a deformação de órgãos em simuladores cirúrgicos (PAN et al., 2015).

Figura 3.6 Simuladores de cirurgia utilizando corpos deformáveis baseados em partículas.

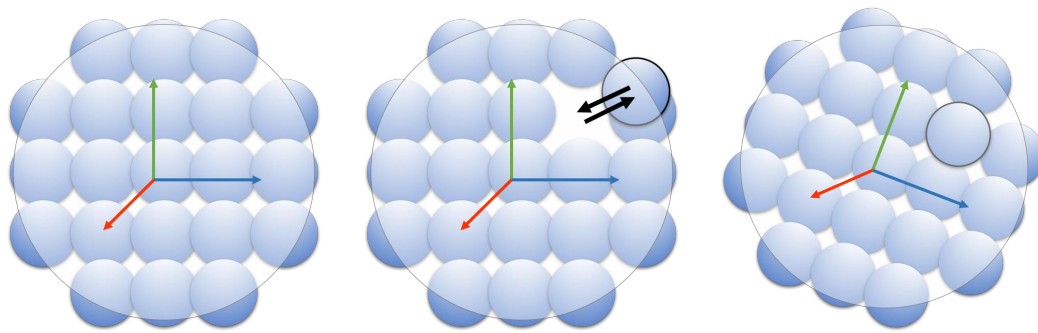
que todas as partículas e conexões sejam recalculadas a cada passo da simulação, podendo apresentar um alto custo computacional em estruturas complexas.

Trabalhos recentes apresentaram abordagens para reduzir o custo computacional da simulação baseada em partículas, como a abordagem (PAN et al., 2015) que utiliza partículas com diferentes raios para simplificar a estrutura topológica (Figura 3.6(b)). Contudo, a abordagem não apresenta uma técnica de manipulação que possibilite a simulação de procedimentos médicos, como incisão.

Já outro trabalho anterior (SUZUKI et al., 2004) é capaz de simular cortes por meio da remoção de molas entre as partículas (Figura 3.6(a)), entretanto, o custo computacional limita a simulação em tempo real a trabalhar com apenas 520 partículas, prejudicando o realismo físico e a precisão dos cortes.

Trabalhos recentes na área de jogos têm apresentado abordagens eficientes para a simulação de corpos deformáveis, como o trabalho (MACKLIN et al., 2014) que apresenta uma implementação na biblioteca FleX e é capaz de realizar a simulação de diversos estados da matéria de forma unificada. Além disso, é capaz de utilizar o poder de processamento paralelo das GPUs para melhorar a performance e permitir o processamento de mais de 70 mil partículas em tempo real, incluindo o tratamento de colisões e outras restrições.

Outra vantagem deste trabalho é disponibilizar uma nova técnica para definir a estrutura de partículas e evitar o uso de muitas conexões elásticas. Essa abordagem consiste em criar vários conjuntos de partículas próximas, chamados de cluster, como na Figura 3.7(a). Cada cluster tem um sistema de coordenadas e cada partícula do cluster recebe a sua posição nesse sistema. Durante a simulação, quando elementos externos interagem com a partícula, ela tenta convergir para a sua posição no cluster e, ao mesmo tempo, atrair o cluster até a sua posição, como ilustrado na Figura 3.7(b). Para definir um corpo deformável, são criados vários clusters. Além disso, cada partícula pode estar em múltiplos clusters ao



(a) Posicionamento inicial e (b) A partícula destacada é deslocada de repouso das partículas em cada, resultando em uma força para frear um deslocamento até voltar a sua posição e, ao mesmo tempo, atrair o cluster. (c) A partícula e o cluster so- de repouso das partículas em cada, resultando em uma força para frear um deslocamento até voltar a sua posição e, ao mesmo tempo, atrair o cluster. pouso

Figura 3.7 Comportamento de um cluster utilizado para orientar as partículas e manter a forma do modelo. Cada partícula recebe uma posição no sistema de coordenadas do cluster e é atraído por ela.

mesmo tempo e, assim, conectar os clusters próximos para formar um objeto único. Com isso, é evitado o uso de múltiplas molas por partícula, reduzindo significativamente o custo computacional, entretanto, ainda não foram apresentados trabalhos sobre a simulação de cortes em corpos baseados em clusters.

Apesar dos métodos implementados na Flex serem voltados para o uso em jogos, há estudos anteriores que demonstraram a possibilidade de aproveitar funcionalidades de engines de jogo em simuladores cirúrgicos (MACIEL et al., 2009).

Além da simulação de corpos deformáveis, outras abordagens relacionadas à física também atraíram atenção nos últimos anos, como a simulação de fluidos. O principal intuito desses estudos é permitir a simulação de hemorragias, porém, análises como (UNTERHINNINGHOFEND, 2007) não apresentam grandes avanços no realismo. Já o trabalho (MÜLLER; SCHIRM; TESCHNER, 2004) é focado em simulações limitadas a uma única artéria, dificultando seu uso para simulações em maiores escalas.

5 CONCLUSÃO

Apresentamos, nesta dissertação, métodos para permitir a simulação de cortes em tecidos deformáveis modelados através de técnicas recentes baseadas apenas em posição, e tendo como principal objetivo sua aplicação em simuladores cirúrgicos.

Embora a maioria dos trabalhos anteriores sobre cortes em tecidos macios se concentre em melhorar o desempenho e a precisão de modelos fisicamente corretos, eles ainda lidam com grandes limitações relacionadas ao número de órgãos simulados e a complexidade dos mesmos. Qualquer melhoria adicional dependerá grandemente da disponibilidade de um hardware mais poderoso. A próxima geração de simuladores cirúrgicos, no entanto, se beneficiará ainda mais de cenários plausíveis que são completos em termos de anatomia, comportamento e interação, mesmo sem garantias de serem fisicamente corretos.

Com base nessa suposição, planejamos uma estratégia para construir cenários cirúrgicos completos em cima de uma simulação dinâmica baseada em PBD, que é executada em tempo real. Tais cenários incluem interação háptica realista com múltiplos tipos de materiais utilizando instrumentos cirúrgicos virtuais, além de contar com as ações e reações naturais do corpo durante os procedimentos.

Abordamos as limitações do PBD para fornecer uma solução livre de malha para a representação de corpos macios que, diferentemente de trabalhos anteriores, cumpre os cortes sem o aumento da complexidade da estrutura topológica e conseqüentemente a perda de desempenho. Para se chegar ao corte, é apresentado um modelo de fluxo de calor igualmente eficiente. Nossa solução ainda inclui, para a renderização, uma abordagem de reconstrução da malha juntamente com um método voltado para orientação das partículas após o processamento físico.

Nós simulamos cenários cirúrgicos complexos a fim de fornecer *face validity* aos nossos métodos. Também comparamos nosso desempenho com trabalhos recentes que abordaram problemas semelhantes. Os resultados demonstraram que, além de serem mais rápidos, nossos métodos aperfeiçoam a experiência do operador, proporcionando cenários mais detalhados para o treinamento e planejamento cirúrgico.

5.1 Limitações e Trabalhos Futuros

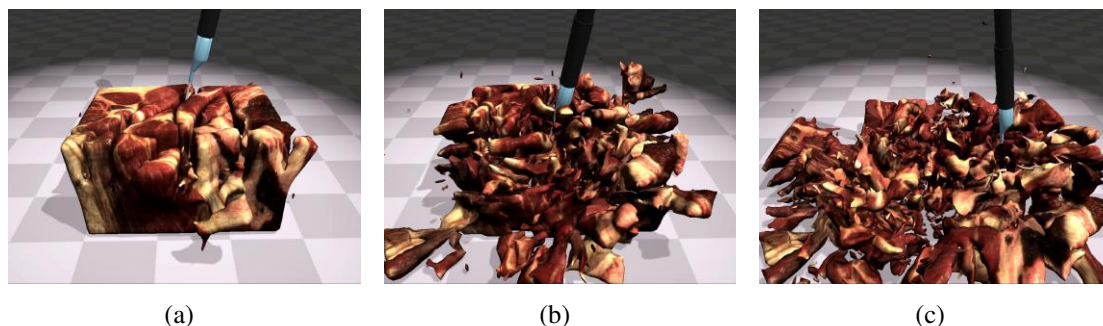


Figura 5.1 Nova abordagem para simulação de cortes sem perda de massa.

Uma limitação do nosso método de simulação de cortes é a necessidade de remoção de partículas. Embora isso não represente uma restrição nos casos de eletrocirurgia onde a retirada de tecido é parte do processo, pode ser um incômodo para a simulação de cortes com bisturi ou em procedimentos que exijam uma maior precisão. A fim de contornar essa limitação, já estamos desenvolvendo novos métodos para complementar o simulador e permitir cortes sem perda de massa. O intuito inicial desta nova abordagem é permitir a remoção de molas individuais, diferentemente do trabalho apresentado até o momento, que se baseia apenas na remoção de partículas. Com isso, uma série de outras abordagens mostra-se necessária, como a identificação de cortes através da colisão do passo da ferramenta com as molas e um novo método de skinning que considere também a presença de molas. Um resultado prévio dessa abordagem pode ser conferido na Figura 5.1.

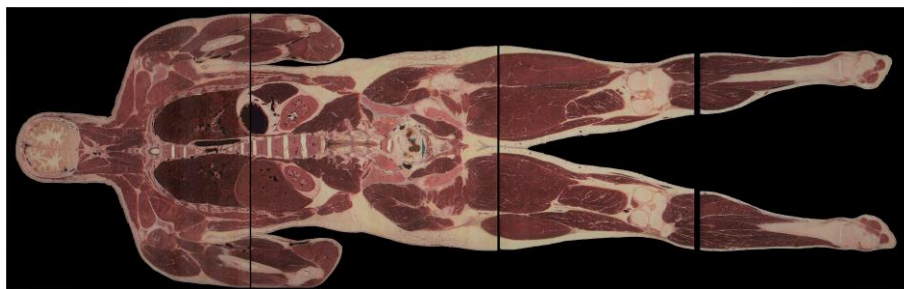


Figura 5.2 Imagem do corpo por completo obtido através do *Visible Human Project*. Para este caso, que corresponde ao corpo masculino, há um total de 7000 imagens.

Uma outra limitação que ainda mostra-se presente, apesar de ter sido fortemente reduzida com este trabalho, é a relação do desempenho computacional com o número de partículas no ambiente de simulação, dificultando assim a simulação de cenários extremamente complexos como o corpo humano por completo, conforme demonstra Figura 5.2 onde todos os órgãos ficariam acessíveis para manipulação. Uma possível abordagem que visa contornar essa limitação seria aproveitar o fato de que dificilmente todo o corpo será manipulado simultaneamente e, com isso, criar um esquema de repouso de partículas, onde as partículas paradas são removidas da fila de processamento. Para a simulação de um corpo por inteiro, também seria de grande utilidade um método para o mapeamento automático dos materiais sobre as imagens do corpo.

Há ainda um outro tema a ser discutido que não necessariamente trata-se de uma limitação, mas um trabalho futuro que acreditamos ser de grande interesse para a área médica: a individualização dos cenários, ou seja, fazer com que o simulador represente os órgãos e a patologia de um paciente específico, desta forma podendo ser utilizado na prática e planejamento de procedimentos futuros. Para isso, uma abordagem possível seria utilizar reconhecimento de imagem para extrair informações de exames médicos.

5.2 Publicações

Este trabalho foi inicialmente apresentado, ainda durante seu desenvolvimento, na sessão de demos do SVR 2016, onde recebeu o título de Best Demo. Após sua conclusão, foi publicado como artigo na revista "IEEE Computer Graphics and Applications" com o título "Efficient Surgical Cutting with Position-Based Dynamics" (BERNDT; TORCHELSEN; MACIEL, 2017).

5.3 Outros Trabalhos

Durante o período de mestrado, também foram abordadas outras áreas com contribuições diretas e/ou indiretas ao trabalho principal, as quais englobaram tópicos como computação paralela, simulação física, interação 3D e manipulação colaborativa. Entre esses trabalhos, estão:

- Real-Time Local Unfolding for Agents Navigation on Arbitrary Surfaces

BERNDT; TORCHELSEN; MACIEL (2015)

O planejamento de caminhos é uma parte essencial em jogos e simuladores de multidões. Neste contexto, eles geralmente são restritos a superfícies planares devido ao enorme custo computacional para se planejar caminhos em superfícies arbitrárias. Embora tenham sido apresentadas soluções, nenhuma delas manipulou adequadamente superfícies não planas ao redor do agente. Neste artigo, apresentamos técnicas de parametrização de malha para desdobrar a região ao redor do agente, permitindo estender a superfícies arbitrárias o uso de algoritmos de técnicas de planejamento de caminho existentes inicialmente projetados apenas para superfícies planas. Para mitigar o alto custo computacional de desdobrar toda a superfície dinamicamente, propomos estágios de pré-processamento e paralelização maciça, resultando em desempenhos semelhantes aos da utilização de uma superfície plana.

- A Levels-of-Precision Approach for Simulating Multiple Physics-Based Soft Tissues
SILVA; BERNDT; TORCHELSEN; MACIEL (2016)

A simulação computacional de ambientes cirúrgicos costuma ser simplificada em termos de comportamento físico devido à complexidade dos tecidos e das interações envolvidas, que não podem ser totalmente simuladas em tempo real. Para melhor gerenciar esse *trade-off* entre eficiência e eficácia, apresentamos um ambiente híbrido e adaptativo que combina um conjunto de métodos para obter maior precisão e desempenho. Nossa abordagem intercala métodos de deformação baseados em física com métodos não físicos de acordo com o objeto que está sendo diretamente manipulado. Demonstramos experimentalmente que a complexidade computacional da simulação com o nosso método não aumenta com o número de objetos sendo

simulados. Com a nossa abordagem, um ambiente de cirurgia virtual com muitos órgãos dinâmicos pode ser calculado a taxas interativas pela primeira vez.

- Collaborative 3D manipulation using mobile phones (Best 3DUI Contest)

GRANDI; BERNDT; DEBARBA; NEDEL; MACIEL (2016)

Apresentamos uma interface de usuário 3D para manipulação colaborativa de objetos tridimensionais em ambientes virtuais. São mapeados os sensores inerciais, a tela de toque e os botões físicos de um telefone celular em gestos conhecidos para alterar posição, rotação e escala de objetos virtuais. Como essas transformações exigem o controle de vários graus de liberdade (GDLs), a colaboração é proposta como uma solução para coordenar a modificação de cada um ou de todos os GDLs disponíveis. Os usuários são livres para decidir suas próprias funções de manipulação. Todos os elementos virtuais são exibidos em uma única tela compartilhada, o que é útil para agregar vários usuários no mesmo espaço físico.

- Collaborative manipulation of 3D virtual objects in augmented reality scenarios using mobile devices (Best 3DUI Contest)

GRANDI; BERNDT; DEBARBA; NEDEL; MACIEL (2017)

A interação em ambientes de realidade aumentada pode ser muito complexa, dependendo dos graus de liberdade (GDLs) exigidos para a tarefa. Neste trabalho apresentamos uma interface de usuário 3D para manipulação colaborativa de objetos virtuais em ambientes de realidade aumentada (RA). Mapeia-se a posição (adquirida através da câmera e de marcadores no ambiente) e a entrada da tela sensível ao toque de um dispositivo móvel em gestos para selecionar, mover, girar e escalar objetos virtuais. Como essas transformações exigem o controle de vários GDLs, a colaboração é proposta como uma solução para coordenar a modificação de cada um e de todos os GDLs disponíveis. Os usuários são livres para decidir suas próprias funções de manipulação. Todos os elementos virtuais são exibidos diretamente no dispositivo móvel como uma sobreposição da captura da câmera, fornecendo um ponto de vista individual do ambiente para cada usuário.

- Design and Assessment of a Collaborative 3D Interaction Technique for Handheld Augmented Reality (Honorable Mention for Best Conference Paper)

GRANDI; DEBARBA; BERNDT; NEDEL; MACIEL (2018)

Apresentamos, neste trabalho, o projeto de uma interface baseada em dispositivos portáteis para manipulações colaborativas de objetos 3D em realidade aumentada móvel. Nossa abordagem combina gestos de toque e movimentos de dispositivos para um controle rápido e preciso das transformações em 7 graus de liberdade. Além disso, a interface cria um meio compartilhado onde vários usuários podem interagir através de seu ponto de vista e manipular simultaneamente os objetos virtuais em 3D. Avaliamos nossa solução colaborativa em duas partes. Primeiramente, aferimos nossa interface no modo de usuário único, comparando o desempenho da tarefa do usuário em três condições: gestos de toque, movimentos de dispositivos e híbrido. Em seguida, realizamos um estudo com 30 participantes para entender e classificar as estratégias que surgem enquanto trabalhamos colaborativamente. Além disso, investigamos a eficácia das manipulações simultâneas em comparação com a abordagem individual.

REFERÊNCIAS

AL-KHLAIFAH, A.; ROBERTS, D. A survey of modeling approaches for medical simulators. **International Journal on Disability and Human Development**, [S.l.: s.n.], v.4, n.3, 2005, p.153–160.

Alias Systems Corporation. **Autodesk Maya**. 1998.

BERNDT, I.; TORCHELSEN, R.; MACIEL, A. Efficient Surgical Cutting with Position-Based Dynamics. **IEEE Computer Graphics and Applications**, [S.l.: s.n.], v.37, n.3, May 2017, p.24–31.

BERNDT, I. U.; TORCHELSEN, R. P.; MACIEL, A. Real-Time Local Unfolding for Agents Navigation on Arbitrary Surfaces. In: SIBGRAPI CONFERENCE ON GRAPHICS, PATTERNS AND IMAGES, 2015. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2015. p.9–16.

BIELSER, D.; GROSS, M. H. Interactive simulation of surgical cuts. In: COMPUTER GRAPHICS AND APPLICATIONS, 2000. PROCEEDINGS. THE EIGHTH PACIFIC CONFERENCE ON. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2000. p.116–442.

BIELSER, D.; MAIWALD, V. A.; GROSS, M. H. Interactive Cuts through 3-Dimensional Soft Tissue. In: COMPUTER GRAPHICS FORUM. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 1999. v.18, n.3, p.31–38.

BRUYNS, C. D. et al. A survey of interactive mesh-cutting techniques and a new method for implementing generalized interactive mesh cutting using virtual tools. **The Journal of Visualization and Computer Animation**, [S.l.: s.n.], 2002.

BRUYNS, C. D. et al. A survey of interactive mesh-cutting techniques and a new method for implementing generalized interactive mesh cutting using virtual tools. **Computer Animation and Virtual Worlds**, [S.l.: s.n.], v.13, n.1, 2002, p.21–42.

BRUYNS, C. D.; SENGER, S. Interactive cutting of 3D surface meshes. **Computers Graphics**, [S.l.: s.n.], 2001. Intelligent Interactive Assistance and Mobile Multimedia Computing.

CHOI, K.-S. Interactive cutting of deformable objects using force propagation approach and digital design analogy. **Computers Graphics**, [S.l.: s.n.], 2006.

CUETO, E.; CHINESTA, F. Real time simulation for computational surgery: a review. **Advanced Modeling and Simulation in Engineering Sciences**, [S.l.: s.n.], v.1, n.1, 2014, p.11.

- DELINGETTE, H. Toward realistic soft-tissue modeling in medical simulation. **Proceedings of the IEEE**, [S.l.: s.n.], v.86, n.3, 1998, p.512–523.
- DICK, C.; GEORGII, J.; WESTERMANN, R. A Hexahedral Multigrid Approach for Simulating Cuts in Deformable Objects. **Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on**, [S.l.: s.n.], 2011.
- GRANDI, J. G. et al. Collaborative 3D manipulation using mobile phones. In: IEEE SYMPOSIUM ON 3D USER INTERFACES (3DUI), 2016. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2016. p.279–280.
- GRANDI, J. G. et al. Collaborative manipulation of 3D virtual objects in augmented reality scenarios using mobile devices. In: IEEE SYMPOSIUM ON 3D USER INTERFACES (3DUI), 2017. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2017. p.264–265.
- GRANDI, J. G. et al. Design and Assessment of a Collaborative 3D Interaction Technique for Handheld Augmented Reality. In: IEEE VR CONFERENCE ON VIRTUAL REALITY AND 3D USER INTERFACES. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2018.
- GRANTCHAROV, T. P. et al. Assessment of technical surgical skills. **European Journal of Surgery**, [S.l.: s.n.], v.168, n.3, 2002, p.139–144.
- GRANTCHAROV, T. P. et al. Learning curves and impact of previous operative experience on performance on a virtual reality simulator to test laparoscopic surgical skills. **The American Journal of Surgery**, [S.l.: s.n.], v.185, n.2, 2003, p.146–149.
- HAUG, E. J. **Computer aided kinematics and dynamics of mechanical systems**. [S.l.]: Allyn and Bacon Boston, 1989. v.1.
- JIN, X. et al. Meshless algorithm for soft tissue cutting in surgical simulation. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, [S.l.: s.n.], 2014.
- KIM, Y. et al. Deformable mesh simulation for virtual laparoscopic cholecystectomy training. **The Visual Computer**, [S.l.: s.n.], v.31, n.4, 2015, p.485–495.
- LI, S.; LIU, W. K. Meshfree and particle methods and their applications. **Applied Mechanics Reviews**, [S.l.: s.n.], v.55, n.1, 2002, p.1–34.
- LIM, Y.-J.; JIN, W.; DE, S. On some recent advances in multimodal surgery simulation: a hybrid approach to surgical cutting and the use of video images for enhanced realism. **Presence: Teleoperators and Virtual Environments**, [S.l.: s.n.], v.16, n.6, 2007, p.563–583.
- LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: a high resolution 3d surface construction algorithm. In: ACM SIGGRAPH COMPUTER GRAPHICS. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 1987. v.21, n.4, p.163–169.
- MACEDONIA, C. R.; GHERMAN, R. B.; SATIN, A. J. Simulation laboratories for training in obstetrics and gynecology. **Obstetrics & Gynecology**, [S.l.: s.n.], v.102, n.2, 2003, p.388–392.
- MACIEL, A. et al. Using the physx engine for physics-based virtual surgery with force feedback. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, [S.l.: s.n.], v.5, n.3, 2009, p.341–353.

- MACKLIN, M. et al. Unified Particle Physics for Real-Time Applications. **ACM Transactions on Graphics (TOG)**, [S.l.: s.n.], v.33, n.4, 2014, p.104.
- MCDUGALL, E. M. Validation of Surgical Simulators. **Journal of Endourology**, [S.l.: s.n.], v.21, n.3, Mar 2007, p.244–247.
- MITCHELL, S. A.; VAVASIS, S. A. Quality mesh generation in higher dimensions. **SIAM Journal on Computing**, [S.l.: s.n.], v.29, n.4, 2000, p.1334–1370.
- MOR, A. B. **Progressive cutting with minimal new element creation of soft tissue models for interactive surgical simulation**. [S.l.]: Carnegie Mellon University Pittsburgh, 2001.
- MOR, A. B.; KANADE, T. Modifying soft tissue models: progressive cutting with minimal new element creation. In: **MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION–MICCAI 2000. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2000. p.598–607.
- MOURA, I. F. M. S. D.; MACHADO, L. D. S. Study of Cutting Techniques in Simulations with Virtual Reality. In: **VIRTUAL AND AUGMENTED REALITY (SVR), 2015 XVII SYMPOSIUM ON. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2015.
- MÜLLER, M.; SCHIRM, S.; TESCHNER, M. Interactive Blood Simulation for Virtual Surgery Based on Smoothed Particle Hydrodynamics. **Technol. Health Care**, Amsterdam, The Netherlands, The Netherlands, v.12, n.1, Feb. 2004, p.25–31.
- MUNRO, M. G. Fundamentals of electrosurgery Part I: principles of radiofrequency energy for surgery. In: **The SAGES Manual on the Fundamental Use of Surgical Energy (FUSE)**. [S.l.]: Springer, 2012. p.15–59.
- NIENHUYS, H.-W.; STAPPEN, A. F. van der. A surgery simulation supporting cuts and finite element deformation. In: **INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2001. p.145–152.
- NVIDIA Corporation. **The NVIDIA PhysX Physics Engine**. 2005.
- O'BRIEN, J. F.; BARGTEIL, A. W.; HODGINS, J. K. Graphical modeling and animation of ductile fracture. In: **ACM TRANSACTIONS ON GRAPHICS (TOG). Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2002. v.21, n.3, p.291–294.
- PAN, J. et al. Real-time Haptic Manipulation and Cutting of Hybrid Soft Tissue Models by Extended Position-based Dynamics. **Comput. Animat. Virtual Worlds**, [S.l.: s.n.], 2015.
- PAN, J. et al. Metaballs-based physical modeling and deformation of organs for virtual surgery. **The Visual Computer**, [S.l.: s.n.], v.31, n.6-8, 2015, p.947–957.
- PAPANIKOLAOU, I. Assessment of medical simulators as a training programme for current surgical education. **Hellenic Journal of Surgery**, [S.l.: s.n.], v.85, n.4, 2013, p.240–248.
- PIETRONI, N. et al. Splitting cubes: a fast and robust technique for virtual cutting. **The Visual Computer**, [S.l.: s.n.], 2008.

PIETRONI, N. et al. Splitting cubes: a fast and robust technique for virtual cutting. **The Visual Computer**, [S.l.: s.n.], v.25, n.3, 2009, p.227–239.

SCHOUT, B. M. A. et al. Validation and implementation of surgical simulators: a critical review of present, past, and future. **Surg Endosc**, New York, v.24, n.3, Mar 2010, p.536–546. 634[PII].

SEILER, M. et al. Robust interactive cutting based on an adaptive octree simulation mesh. **The Visual Computer**, [S.l.: s.n.], v.27, n.6-8, 2011, p.519–529.

SELA, G. et al. Real-time haptic incision simulation using FEM-based discontinuous free-form deformation. **Computer-Aided Design**, [S.l.: s.n.], v.39, n.8, 2007, p.685–693.

Sensible Technologies. **PHANTOM Omni**. 2009.

SERBY, D.; HARDERS, M.; SZÉKELY, G. A new approach to cutting into finite element models. In: **MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION–MICCAI 2001. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2001. p.425–433.

SILVA, D. F. E. et al. A Levels-of-Precision Approach for Simulating Multiple Physics-Based Soft Tissues. In: **SIBGRAPI CONFERENCE ON GRAPHICS, PATTERNS AND IMAGES (SIBGRAPI)**, 2016. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2016. p.9–16.

STEINEMANN, D.; OTADUY, M. A.; GROSS, M. Fast Arbitrary Splitting of Deforming Objects. In: **ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS SYMPOSIUM ON COMPUTER ANIMATION**, 2006. **Proceedings...** Eurographics Association, 2006.

STEINEMANN, D.; OTADUY, M. A.; GROSS, M. Fast arbitrary splitting of deforming objects. In: **ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS SYMPOSIUM ON COMPUTER ANIMATION**, 2006. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2006. p.63–72.

SUZUKI, S. et al. Sphere-filled organ model for virtual surgery system. **Medical Imaging, IEEE Transactions on**, [S.l.: s.n.], v.23, n.6, June 2004, p.714–722.

UNTERHINNINGHOFEND, R. Real-time smoke and bleeding simulation in virtual surgery. **Medicine Meets Virtual Reality 15: In Vivo, in Vitro, in Silico: Designing the Next in Medicine**, [S.l.: s.n.], v.125, 2007, p.94.

WANG, D. et al. Cutting on triangle mesh: local model-based haptic display for dental preparation surgery simulation. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, [S.l.: s.n.], v.11, n.6, 2005, p.671–683.

WAYE, J. D.; REX, D. K.; WILLIAMS, C. B. **Colonoscopy: principles and practice**. [S.l.: John Wiley & Sons, 2008.

WU, J.; DICK, C.; WESTERMANN, R. Interactive High-Resolution Boundary Surfaces for Deformable Bodies with Changing Topology. In: **VRIPHYS. Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2011. p.29–38.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. Real-Time Haptic Cutting of High Resolution Soft Tissues. **Studies in Health Technology and Informatics (Proc. Medicine Meets Virtual Reality 2014)**, [S.l.: s.n.], 2014. Published by IOS Press.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. Physically-based Simulation of Cuts in Deformable Bodies: a survey. In: EUROGRAPHICS 2014 STATE-OF-THE-ART REPORTS, Strasbourg, France. **Proceedings...** Eurographics Association, 2014. p.1–19.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. Real-time haptic cutting of high resolution soft tissues. **Studies Health Technol. Inform.(Proc. Medicine Meets Virtual Reality 2014)**, [S.l.: s.n.], v.196, 2014, p.469–475.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. A Survey of Physically Based Simulation of Cuts in Deformable Bodies. **Computer Graphics Forum**, [S.l.: s.n.], 2015.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. A Survey of Physically Based Simulation of Cuts in Deformable Bodies. **Comput. Graph. Forum**, Chichester, UK, v.34, n.6, Sept. 2015, p.161–187.

ZHANG, H.; PAYANDEH, S.; DILL, J. Simulation of progressive cutting on surface mesh model. **DRAFT6-08 Sept02**, [S.l.: s.n.], 2002.